

Evaluation der Funktion der Rumpfmuskulatur während
Ganzkörperkippen an gesunden Probanden

Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades

doctor medicinae (Dr. med.)

**vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Schiller-Universität Jena**

von **Gunther Brose**
geboren am **11. Juli 1979 in Erfurt**

Gutachter

1

2

3

Tag der öffentlichen Verteidigung:

Abkürzungsverzeichnis

bf	M. biceps femoris
EMG	Elektromyogramm
er	M. erector spinae
bf	M. biceps femoris
gm	M. gluteus medius
H	Rückkipfung
ICC	Intraklassen-Korrelationskoeffizient (engl. Intra-Class-Correlation)
OEMG	Oberflächenelektromyogramm
mf	M. multifidus lumborum
L	Linkskippung
l / li	links
oe	M. obliquus externus
oi	M. obliquus internus
R	Rechtskipfung
r / re	rechts
ra	M. rectus abdominis
RMS	eng. root mean square
uRS	unspezifischer Rückenschmerz
V	Vorkippung

Inhaltsverzeichnis

1. ZUSAMMENFASSUNG.....	3
2. EINLEITUNG	1
2.1. Funktion und Bedeutung des Rumpfes	1
2.2. Chronischer unspezifischer Rückenschmerz.....	5
2.3. Aus vorliegenden Befunden abzuleitende Therapieansätze.....	8
2.4. Das Gerät	10
2.5. Messmethode	11
2.6. Zielstellung	12
2.7. Fragestellungen.....	13
2.7.1. Reliabilität.....	13
2.7.2. EMG-Aktivität	13
2.7.3. Koordinative Muster	13
2.7.4. Geschlechtsspezifik.....	14
3. METHODE	14
3.1. Probanden.....	14
3.2. Gerät und Aufgabenstellung für Probanden	15
3.3. Versuchsablauf.....	17
3.4. OEMG	19
3.5. Messtechnik	22
3.6. Datenverarbeitung.....	22
3.7. Statistik.....	24
4. ERGEBNISSE	26
4.1. Reliabilitätsanalyse.....	26
4.1.1. Intrasessionreliabilität.....	26
4.1.2. Intersessionreliabilität.....	28
4.2. Darstellung der Amplitudenwerte in Abhängigkeit von Kippwinkel und -ebene	29
4.3. Aktivitätsverteilung (Muster)	38
5. DISKUSSION	58
5.1. Reliabilitätsanalyse.....	58
5.2. Aktivitätscharakteristik der untersuchten Rumpfmuskeln: Amplituden-Kraft-Zusammenhang.....	59

5.3. Aktivitätscharakteristik der untersuchten Rumpfmuskeln:	
intermuskuläre Koordination	62
6. SCHLUSSFOLGERUNGEN	70
7. LITERATURVERZEICHNIS	73
8. ANHANG	78

1. ZUSAMMENFASSUNG

Dorsopathien sind in allen Industrienationen eines der größten Gesundheitsprobleme. Die verwendeten medizinischen Ressourcen in Diagnostik und Therapie sowie die sozioökonomischen Konsequenzen nahmen in den letzten Jahren kontinuierlich zu. Die Genese dieser Erkrankungen ist noch unzureichend verstanden. Eine Sonderrolle kommt innerhalb dieses Formkreises dem chronisch unspezifischen Rückenschmerz zu. Er generiert neben dem hohen Leidensdruck der betroffenen Patienten den Hauptanteil der aus der Gruppe der Dorsopathien entstehenden direkten und indirekten Kosten. In Diskrepanz dazu lassen sich diagnostisch keine ursächlichen Pathologien abgrenzen. Die Diagnosestellung erfolgt oft erst als Ausschlussdiagnose nach mehreren Facharztkonsultationen sowie bildgebender Diagnostik in mehreren Modalitäten. In der Literatur finden sich zunehmend Hinweise auf funktionelle Defizite z.B. in Kraftausdauer sowie Störungen der neuromuskulären Koordination der Rumpfmuskulatur betroffener Patienten. Somit scheint es sinnvoll und notwendig, funktionelle Untersuchungen zu etablieren die diese Defizite und damit potentielle Ursachen erfassen und gegebenenfalls therapeutische Ansätze liefern können.

Ziel der vorliegenden Arbeit war es die Funktion der Rumpfmuskulatur anhand von gesunden Probanden (16 Frauen und 15 Männern) zu evaluieren und gleichzeitig Normwerte zu etablieren.

Dazu wurde ein in Konzept und Umsetzung völlig neuartiges Gerät verwendet, das es ermöglicht isometrische, statische Belastungen der gesamten Rumpfmuskulatur zu provozieren. Der Proband wird hierzu im Gerät bis zu 90° in der Sagittal- und Frontalebene gekippt. Dabei werden lediglich Füße und Hüfte mechanisch im Gerät fixiert. Der frei beweglich verbleibende Oberkörper muss vom Probanden gegen das aus dem Gravitationsfeld resultierende, auf den Probanden wirkende Drehmoment in rein statischen Prüfsituationen stabilisiert werden. Bei idealer Ausführung dieser Aufgabenstellung erfolgen keinerlei Bewegungen des Probanden insbesondere in Bezug auf die Körperlängsachse während der EMG-Messung.

Somit ist es hypothetisch möglich, über die Variation von Kippwinkel und Kipprichtung, wiederholbar und fein graduiert Belastungen für die Rumpfmuskulatur zu generieren. Die Messungen erfolgten mittels Oberflächen-EMG als valide, nichtinvasive und etablierte Methode zur Quantifizierung von myoelektrischer

Aktivität. Nach repetitiven Messungen innerhalb eines Tages und nach einer Woche konnte innerhalb der Messtage jeweils ein hoch reliabler und im Abstand einer Woche ein ausreichend reliabler Einsatz des Gerätes nachgewiesen werden. Das zwischen beiden Untersuchungstagen geringere Reliabilitätsniveau lässt sich am ehesten auf einen Lerneffekt bei einer motorisch durchaus anspruchsvollen Aufgabenstellung für die Probanden zurückführen. Innerhalb des zweiten Messtages zeigten sich wiederum hoch reliable Messwerte. Insgesamt ist somit von einem hoch reliablen Einsatz des Gerätes auszugehen.

Es konnten für beide Geschlechter deutliche Unterschiede der Kraft-Amplituden-Beziehungen zwischen Bauch- und Rückenmuskulatur nachgewiesen werden. So zeigten sich in der Rückenmuskulatur nahezu lineare und in der Bauchmuskulatur nahezu exponentielle Amplitudenanstiege bei zunehmenden Kippwinkeln. Dies lässt sich am ehesten durch die unterschiedliche phylogenetische Entwicklung, die Faserzusammensetzung sowie differente maximal zu erzeugende Kraftwerte erklären.

In den primär koordinativ anspruchsvollen Situationen geringer Belastungen bzw. Kippwinkel konnten für alle Kipprichtungen signifikante Unterschiede in der Aktivitätsverteilung zwischen den einzelnen Rumpfmuskeln nachgewiesen werden. Die funktionelle teils redundante, zwischen Frauen und Männern anatomisch identisch angelegte Rumpfmuskulatur zeigt also eine deutliche, funktionelle Geschlechtsspezifität. Folglich müssen koordinativ, funktionelle Betrachtungen der Rumpfmuskulatur in statischen Situationen stets für beide Geschlechter getrennt erfolgen.

Für den M. obliquus internus konnte eine von den übrigen Bauchmuskeln deutlich abweichende Aktivitätscharakteristik bei ansteigenden Kippwinkeln aufgezeigt werden, welche nach Literaturlage für einen global, mobilisierenden Muskel in dieser Form nicht zu erwarten war. So konnten für die Seitkippen bereits bei niedrigen Kippwinkeln sehr hohe relative Aktivitäten nachgewiesen werden, was ein primäres Charakteristikum segmentaler, stabilisierender Muskeln ist. Die in der Literatur postulierte, strenge Zuordnung zu einem funktionellen System ist folglich für den M. obliquus internus kritisch zu beurteilen. Die Ergebnisse dieser Untersuchung lassen vielmehr auf eine koordinative Schlüsselrolle bei einer hohen Funktionsspezifität dieses Muskels schließen.

2. EINLEITUNG

Bereits in Schriften aus dem 4. Jahrhundert vor Christus notierte Hippokrates: „Erlanget Wissen über das Rückgrat, denn von diesem gehen viele Krankheiten aus.“

2.1. *Funktion und Bedeutung des Rumpfes*

Der Rumpf grenzt sich nach kranial durch das Zwerchfell gegen den Thorax ab und wird nach kaudal durch den Eingang in das große Becken begrenzt. Zum einen beherbergt der Rumpf nahezu das komplette gastrointestinale System, worauf hier nicht weiter eingegangen werden soll, zum anderen ist er das funktionelle Bindeglied zwischen den oberen und unteren Extremitäten bzw. dem Becken- und Schultergürtel. Ihm kommt damit eine zentrale Rolle in der Realisierung der aufrechten Körperhaltung beziehungsweise der Fortbewegung und der dadurch vermittelten Autonomie unserer Spezies zu. Phylogenetisch gesehen ist der aufrechte Gang eine noch recht junge Erscheinung. Er bringt aber neben dem enormen evolutionären Vorteil heute vor allem in den Industrienationen auch Probleme im Sinne der Dorsopathien (Schilling et al. 2005) mit sich, worauf im Folgenden noch gesondert eingegangen werden soll.

Die lokomotorische Komponente der Rumpffunktion wird strukturell durch sowohl passive Elemente wie die knöchernen Wirbelkörper, Facettengelenke, Bandscheiben, Faszien und Ligamente sowie durch die aktive, bewegungsvermittelnde Muskulatur realisiert. Zentrale Rolle spielt hierbei als Leitstruktur die Wirbelsäule.

Die Wirbelsäule bildet die knöcherne Achse des menschlichen Körpers (Voss und Herrlinger 1979). Allen Abschnitten der Wirbelsäule ist der segmentale Aufbau mit den differenzierten Anteilen aus allen drei Keimblättern gemeinsam. Sie verbindet im Ganzen den Kopf, Schultergürtel, Thorax und Beckengürtel. Die Wirbelsäule wird allgemein in Hals-, Brust- und Lendenwirbelsäule mit jeweils 7, 12 und 5 Segmenten bzw. Wirbeln unterteilt (Waldeyer 2002). Diese 24 Wirbel werden als „echte Wirbel“ bezeichnet, da sie zeitlebens beweglich bleiben. Im Gegensatz dazu schließt sich mit 5 Segmenten das fusionierte Kreuzbein sowie das variabel lange Steißbein an (Platzer 1991). Im Bereich des Rumpfes ist die einzige biomechanisch tragende

Struktur die Lendenwirbelsäule, diese muss bei aufrechter Körperhaltung die gesamte Last des Oberkörpers permanent aufnehmen, wenngleich zumindest kurzzeitig über den intraabdominellen Druck direkt Last vom Thorax auf das Becken transferiert werden kann (Grillner et al. 1978). Dabei ist die Wirbelsäule nicht nur eine passive Stützstruktur wie die Begrifflichkeit einer „Säule“ vermuten lässt, sondern eine hoch variable Funktionseinheit, deren Aufgaben durch ein komplex verzahntes Zusammenspiel von aktiven und passiven Elementen sowie deren neuronaler Steuerung umgesetzt werden (Panjabi 1992b).

Die Rumpfmuskulatur lässt sich rein anatomisch in Bauch- und Rückenmuskulatur unterteilen.

Die Rückenmuskulatur untergliedert sich in einen ontogenetisch ortsständigen und einen sekundär eingewanderten Anteil der Muskulatur. Die sogenannte autochthone Rückenmuskulatur entwickelt sich ortsständig aus den dorsalen Myotomen, die noch ihre Segmentation besitzen. Die sekundäre oberflächliche Muskulatur wandert während der Ontogenese aus den oberen Extremitätenknospen ein. Die Innervation erfolgt aus dem jeweiligen Ursprungsgebiet der Organanlage. Wichtig hierbei ist, dass die autochthone Muskulatur phylogenetisch älter ist als die sekundäre Muskulatur. Aus diesem Zusammenhang ergeben sich wichtige funktionelle und pathophysiologische Aspekte, da ein phylogenetisch älteres System durch das jeweils jüngere inhibiert wird (Fanghänel et al. 2009, Brokmeier 2009).

Die autochthone Rückenmuskulatur besteht aus Muskeln unterschiedlichster Länge. Es gibt sowohl intersegmentale Muskeln, die lediglich benachbarte Wirbel miteinander verbinden, als auch polysegmentale Muskeln, die mehrere Segmente überspannen. Je nach Ursprungs- und Ansatzort lässt sich die autochthone Rückenmuskulatur in ein interspinales, transversospinales, sakrospinales und intertransversales System unterteilen, deren Gemeinsamkeit die Innervation durch die Rami posteriores der Spinalnerven ist. Im Bereich des Rumpfes befindet sich als größter Anteil des transversospinalen Systems der M. multifidus lumborum. Im Gegensatz zur autochthonen Muskulatur wird die oberflächliche sekundäre Muskulatur, zu der im Bereich des Rumpfes der M. latissimus dorsi gehört, durch die Rami anteriores der Spinalnerven versorgt.

Die Bauchmuskulatur besteht aus vier vergleichsweise flachen Muskeln und deren Aponeurosen, die gemeinsam die Bauchwand bilden. Die Namensgebung erfolgte hier analog der Verlaufsrichtungen. Als kraniokaudal verlaufender, ventraler Muskel

zieht der M. rectus abdominis nahezu gerade von der Symphyse zum Sternum und dem medialen Rippenbogen. Weiter finden sich zwei alternierend schräg verlaufende Bauchmuskeln, der M. obliquus externus abdominis und der M. obliquus internus abdominis, die gemeinsam mit dem horizontal verlaufendem M. transversus abdominis die laterale Bauchwand bilden. Dorsal befindet sich der M. quadratus lumborum. Gemeinsam sind ihnen der Ansatz und Ursprung an Beckenkamm, Leistenband sowie Rippenbögen und Querfortsätzen. Innerviert wird die Bauchmuskulatur ebenfalls von den Rami anteriores thoraci 7-12 et lumbalium 1-2 sowie dem Plexus lumbalis.

Modelle zur Funktionsweise der Rumpfmuskulatur

Ein allgemein anerkanntes Modell zur grundlegenden Beschreibung der Funktionsweise des wirbelsäulenstabilisierenden Systems stammt von Panjabi aus dem Jahre 1992 (Panjabi 1992b). Dabei konstatiert er, dass es drei an der Stabilisation beteiligte Subsysteme gibt. Zum einen beschreibt er das passive Subsystem, zu dem er die knöchernen Wirbelsäule mit den zugehörigen Disci intervertebrales und Ligamenten zählt. Das zweite, aktive Subsystem wird von allen Muskeln und deren Aponeurosen gebildet, die in der Lage sind, die Haltung der Wirbelsäule zu beeinflussen. Das dritte neuronale Subsystem wird vom Zentralnervensystem sowie den peripheren Nerven gebildet, die zum einen eine stabilitätskontrollierende Aufgabe haben und zum anderen gezielt Einfluss auf das aktive Subsystem nehmen können.

Weiter beschreibt er drei Möglichkeiten mit denen der Körper auf eine Störung eines Subsystems reagieren kann.

- 1) Kommt es zu einer Störung, die ein gewisses Ausmaß nicht übersteigt, kann diese in der Regel kurzzeitig durch ein oder beide Subsysteme vollständig kompensiert werden.
- 2) Besteht diese Störung länger, kann dies zu einer Adaptation einer oder mehrerer Subsysteme führen.
- 3) Eine Störung, die zunächst noch kompensiert werden kann, führt im Verlauf zu einer veränderten Funktion des gesamten stabilisierenden Systems, aus der eine Dysfunktion mit Rückenschmerzen in der Folge entstehen kann.

In einer weiteren Veröffentlichung führt Panjabi (Panjabi 1992a) den Begriff der neutralen Zone ein. Diese kennzeichnet das Bewegungsausmaß, bei dem die passiven Strukturen der Wirbelsäule nur einen minimalen Widerstand gegen eine Bewegung erzeugen. Bei Verletzungen sowie bei operativen Fusionen wird diese neutrale Zone größer. Bei Muskelmassenabnahme verkleinert sich zum Beispiel die neutrale Zone. Für die funktionelle Beurteilung der Wirbelsäule ist die neutrale Zone ein klinisch relevanterer und gegenüber Veränderungen sensiblerer Parameter, als es zum Beispiel das klinisch gemessene Bewegungsausmaß ist.

Auch Bergmark (Bergmark 1989) unterscheidet zwischen passiven und aktiven Komponenten. Er unterteilt aber die Muskulatur weiterhin in ein lokales System, zu welchem er nur Muskeln zählt, deren Ursprung und Ansatz jeweils direkt an der Wirbelsäule liegen. Dies entspricht damit im Wesentlichen der autochthonen Rückenmuskulatur. Als funktionelle Aufgabe ordnet er diesem System die permanente Kontrolle über das Ausmaß der doppel-S-förmigen Krümmung der Wirbelsäule sowie die Kontrolle über die sagittale und laterale Verwindungssteifheit der Wirbelsäule zu. Das lokale System reagiert stets auf Lageänderungen der Wirbelsäule.

Zum globalen System zählt er große, kräftige, rumpfübergreifende Muskeln. Im wesentlichen sind das der M. erector spinae, der M. obliquus internus und externus, der M. rectus abdominis, die lateralen Anteile des M. quadratus lumborum, der M. psoas sowie der intraabdominelle Druck, da dieser mit Drücken bis 200 mm Hg über den Bauchraum direkt Last auf das Becken transferieren und so die Wirbelsäule kurzzeitig entlasten kann (Grillner et al. 1978).

Das globale System ermöglicht und initiiert Lageveränderungen des Thorax gegen das Becken. Es bedingt mit jeder Aktion eine Reaktion des lokalen Systems, um ein Kräftegleichgewicht aufrecht zu erhalten.

Beide Systeme müssen auf von außen auf den Körper einwirkende Kräfte und deren Änderung in Ausmaß und Richtung reagieren, hierzu zählt zum Beispiel bei jeder aufrechten Körperhaltung die Schwerkraft.

Comerford und Mottram übernahmen und erweiterten das Modell von Bergmark später (Comerford und Mottram 2001, Mottram und Comerford 1999). So werden die dem globalen System zugehörigen Muskeln ihrer Aktivitätscharakteristik entsprechend in stabilisierende und mobilisierende Muskeln unterteilt. Die Muskeln

des lokalen Systems haben wie bereits erwähnt ausschließlich stabilisierenden Charakter.

Während global stabilisierende Muskeln hierbei vor allem Bewegungen im Ausmaß limitieren, sind global mobilisierende Muskeln solche, die große Bewegungen initiieren. Sowohl die global mobilisierenden als auch die global stabilisierenden Muskeln sind im Gegensatz zu den tonisch arbeitenden Muskeln des lokalen Systems nur phasisch aktiv und schnell ermüdbar. Es wird festgestellt, dass die größten Kräfte durch die global mobilisierenden Muskeln erzeugt werden können.

2.2. Chronischer unspezifischer Rückenschmerz

Rückenschmerz, vor allem im Lendenwirbelsäulenbereich, stellt ein wichtiges medizinisches Problem aller Industrienationen dar (Carpenter und Nelson 1999). Er mindert die Lebensqualität der Betroffenen (Lame et al. 2005) und ist einer der häufigsten Gründe für Arztkonsultationen (Heger 1999). Aus den entstehenden Arbeitsausfallzeiten resultieren enorme volkswirtschaftliche Verluste (Göbel 2001). So führte im Jahre 2000 chronischer Rückenschmerz in Deutschland zu einem Gesamtarbeitskraftverlust von 4%.

Die Zahl der betroffenen Patienten nahm in den letzten Jahren stetig zu. (Palmer und Keith T Palmer 2000). Im Jahre 2012 waren muskuloskelettale Erkrankungen erstmals der Hauptverursacher von Arbeitsunfähigkeitstagen pro Arbeitsjahr, davon fiel der Hauptanteil auf Dorsopathien (Kordt 2012).

Im Gegensatz zu den Industriestaaten zeigen Staaten mit geringem Pro-Kopf-Einkommen eine deutlich geringere Punktprävalenz für dieses Krankheitsbild (Volinn 1997).

In mehreren internationalen Studien ergaben sich für Rückenschmerz in Industriestaaten folgende epidemiologische Werte: Punktprävalenz 14-42% (Schochat und Jäckel 1998, Loney und Stratford 1999) Ein-Jahres-Prävalenz 36-73% (Biering-Sorensen 1983) Lebenszeitprävalenz 51-89% (Biering-Sorensen 1983, Walsh et al. 1992, Loney und Stratford 1999, Schochat und Jäckel 1998).

Laut einer 1999 in Hannover und Lübeck durchgeführten Studie leiden etwa 40% aller Erwachsenen zwischen 25 und 74 Jahren zu jedem Zeitpunkt

(Querschnittsstudie) sowie im Laufe eines Jahres etwa 75% der Menschen an Rückenschmerzen (Schumacher und Brähler 1999).

In der Regel kommt es zu spontaner oder therapeutisch assistierter Besserung, in ca. 15% der Fälle muss jedoch mit einer Chronifizierung der Rückenschmerzen gerechnet werden (van Tulder et al. 2006, Lübeck 2001). In anderen Studien lassen sich auch Chronifizierungsraten bis 30% belegen (Thomas et al. 1999). Der Hauptanteil der entstehenden Kosten wird dabei von Patienten mit chronifizierten Rückenschmerzen verursacht (Thomas et al. 1999).

Gehäuft sind Wirbelsäulenbeschwerden im lumbalen Bereich zu finden. Der sogenannte untere Rückenschmerz, „low back pain“, stellt eine der häufigsten Ursachen für erhebliche Aktivitätseinschränkungen im erwerbsfähigen Alter (Kohles et al. 1990, Maniadakis und Gray 2000) und daraus resultierend einen der wichtigsten Gründe für ambulante Vorstellungen und Krankenhausaufenthalte dar.

In Deutschland werden etwa ein Sechstel aller Arbeitsunfähigkeitsfälle und etwa ein Drittel aller medizinischer Rehabilitationsmaßnahmen durch lumbale Rückenleiden verursacht (Raspe 1993, Raspe und Kohlmann 1994). Aus diesen Angaben leitet sich eine enorme sozioökonomische Belastung ab. Im Jahre 1998 betrugen die resultierenden Kosten allein in Deutschland 34 Milliarden DM (Bolten et al. 1998). Für die Schweiz wurden im Jahre 2005 die aus Rückenschmerzen resultierenden direkten Kosten auf 2,6 und die indirekten Kosten auf 4,1 Milliarden Euro beziffert (Wieser et al. 2011).

Aus schmerztherapeutischer Sicht führt der Rückenschmerz zur stärksten Minderung der Lebensqualität (Hansen et al. 1993) der Betroffenen und schränkt deren Aktivitäten in der Selbstversorgung sowie im Berufsleben stark ein (Kohles et al. 1990, Maniadakis und Gray 2000). Es entstehen Arbeitsausfallzeiten, medizinische Versorgungskosten sowohl für medikamentöse Therapien als auch für Physiotherapie und Rehabilitationsmaßnahmen sowie Versorgungskosten bei Berufsunfähigkeit. Dies begründet die hohe volkswirtschaftliche Relevanz des Krankheitsbildes insbesondere in Industrieländern (Carpenter und Nelson 1999).

Spezifischer und unspezifischer Rückenschmerz

Rückenschmerz lässt sich anhand der Ursache in spezifischen und unspezifischen Rückenschmerz einteilen.

Der spezifische Rückenschmerz zeigt ursächliche pathologische Veränderungen, die mit den heute gängigen klinischen diagnostischen Verfahren nachweisbar sind.

Im Gegensatz dazu können auch in symptomfreien Kollektiven pathologische Veränderungen nachgewiesen werden, die allgemein als ursächlich für Rückenschmerzen angesehen werden, in Diskrepanz dazu aber nicht zwangsläufig zu einem subjektiven Beschwerdeempfinden führen (Jensen et al. 1994, Weishaupt et al. 1998).

Ursachen des spezifischen Rückenschmerzes können vertebragen (Entwicklungsstörungen mit Fehlbildungen, Bandscheibenschäden, Spondylarthrose, Osteochondrose, Traumata, Frakturen, Luxation, Tumore, Knochenstoffwechselstörungen, Erkrankungen des rheumatischen Formenkreises, Entzündungen) oder extravertebragen (psychogen, vaskulär, abdominell, urologisch oder gynäkologisch) sein.

An unspezifischem Rückenschmerz (uRS) leiden Patienten, bei denen, in der Regel durch bildgebende Verfahren, entweder keine pathologischen Veränderungen nachgewiesen werden können oder aber bestehende Veränderungen nicht als ursächlich angesehen werden. Dies sind im Bereich der lumbalen Rückenschmerzen ca. 85% aller betroffenen Patienten, sodass der uRS das größte zu bewältigende medizinische Problem aller Dorsopathien darstellt (Deyo und Weinstein 2001, Nachemson und Jonsson 2000).

So ist der unspezifische Rückenschmerz immer eine Ausschlussdiagnose, die erst nach ausgiebiger Diagnostik gestellt werden kann.

Der chronische Rückenschmerz

Ein Schmerz wird als chronisch bezeichnet, wenn er länger als 3 Monate andauert oder immer wiederkehrt. Der größte Anteil der Beschwerden hat seine Ursache in muskulären Funktionsstörungen (Laser 1999). Für die Pathogenese unspezifischer,

chronischer Rückenschmerzen sind Faktoren wie Alter, genetische Veranlagung, Beruf und persönliche Lebensweise maßgeblich. Es lässt sich aber bei 85% der Patienten keine ursächliche Diagnose feststellen (Nachemson und Jonsson 2000). Die Chronifizierungsrate von Patienten mit Rückenschmerzen liegt je nach Quelle zwischen 15% (van Tulder et al. 2006, Lübeck 2001) und 30% (Thomas et al. 1999). Aus dem Anteil der chronifizierten Schmerzen entsteht der Hauptanteil der durch alle Rückenschmerzpatienten verursachten, erheblichen Kosten in Industrieländern (Ekman et al. 2005, Hong et al. 2013, Gore et al. 2012).

2.3. Aus vorliegenden Befunden abzuleitende Therapieansätze

In der aktuellen Literatur zeigen sich zwei unterschiedliche, pathologische Befunde und daraus resultierende Behandlungsansätze bei Patienten mit uRS, die am ehesten als gleichwertig zu erachten sind.

Zum einen konnte die finnische Arbeitsgruppe um Kankaanpää eine verminderte Kraftleistungsfähigkeit (MVC) sowie eine erhöhte Ermüdbarkeit der Extensoren, speziell des M. multifidus lumborum nachweisen (Danneels et al. 2002, Kankaanpää et al. 1998). Infolge dessen konnte gezeigt werden, dass eine erhöhte Ermüdbarkeit der lumbalen Muskulatur zu einer verminderten lumbalen Sensibilität auf Lageveränderungen und damit zu einem Unsicherheitsfaktor im Regelkreis der posturalen Kontrollmechanismen führt (Taimela et al. 1999). Eine Stärkung der Kraftausdauer scheint also präventiv sinnvoll.

Zum anderen konnte die australische Arbeitsgruppe um Hodges eine gestörte koordinative Funktion, speziell eine verspätete Aktivierung der Bauchmuskulatur zur Stabilisierung der Wirbelsäule nachweisen (Hodges und Richardson 1996, Franklin und Granata 2007). Hieraus leiten sich koordinativ schulende therapeutische und präventive Ansätze ab.

In der Literatur hat sich das Modell von Panjabi etabliert, das die posturale Funktion als ein Zusammenspiel von passiven Strukturen wie Knochen und Bändern, den

Muskeln als aktive Komponenten und dem ZNS als übergeordnete Steuereinheit beschreibt (Panjabi 1992b).

Nach der Hypothese von Panjabi (Panjabi 2002, Panjabi 2006) führen kleine und kleinste Verletzungen zu einer beeinträchtigten Funktion der Wirbelsäule in Bezug auf Haltung, Bewegung und Belastung bzw. Grundtonus (gestörte transducer function). Dies führt zunächst zu einer gestörten muskulären Koordination, im Sinne einer Schonhaltung, dann zu einer herabgesetzten Gesamtfunktion („degraded spinal function“) mit resultierenden Schmerzen sowie weiteren Verletzungen und schließlich zu dauerhaften, strukturellen Schädigungen. Die initialen kleinen und kleinsten Verletzungen gilt es nachzuweisen, was aktuell nicht möglich ist. So lange diese Schädigungen unter der Nachweisgrenze liegen, gilt es möglichst frühzeitig eine funktionelle Beeinträchtigungen sowie Abweichungen von der Norm nachzuweisen, wie dies z.B. mittels EMG möglich ist.

Kollmitzer konnte nachweisen, dass reines Krafttraining isoliert der Rückenmuskulatur zu einer verminderten posturalen Kontrolle der Probanden führte. Unter Einbeziehung der Antagonisten sowie koordinativer Trainingsansätze waren keinerlei negative sowie geringe positive Effekte zu beobachten (Kollmitzer et al. 2000). Diesen Daten zufolge ist ein isoliertes Krafttraining der Rückenmuskulatur kontraindiziert.

Weiter konnte nachgewiesen werden, dass eine persistierende monotone Afferenz insbesondere bei Zwangshaltungen zu einer Veränderung posturaler Steuerungsmuster im Sinne von fehlerhaften efferenten „Antworten“ führt. Dauerhaft entstehen hieraus muskuläre Dysbalancen. Diese werden u.a. als kausal für chronischen unspezifischen Rückenschmerz angesehen (Morl und Bradl 2013, Harcombe et al. 2009, Lee et al. 1999).

Nach Rasev ist eine „funktionelle Nozizeption“ gekennzeichnet durch das Fehlen von strukturellen Pathologien und entsteht aus dauerhaften isometrischen Anspannungen, wie sie ebenfalls bei Zwangshaltungen vorliegen (Rasev 2006). Es konnte nachgewiesen werden, dass Zwangshaltungen einen negativen Einfluss auf die posturale Kontrolle haben (Corbeil et al. 2004). Somit liegt ein weiterer möglicher therapeutischer Ansatz in der Vermeidung von Zwangshaltungen, was sich insbesondere im beruflichen Umfeld häufig nicht realisieren lässt. Dies unterstreicht

jedoch die Relevanz der Sensibilisierung für dieses Thema sowie der Etablierung von präventiven Maßnahmen insbesondere bei beruflicher Risikoexposition (Kempf et al. 2009).

2.4. Das Gerät

Um die Funktion der Rumpfmuskulatur zu evaluieren, galt es eine möglichst gut zu standardisierende Aufgabe bzw. Übung zu finden, die es ermöglicht die Rumpfmuskulatur möglichst differenziert zu belasten. Dies erwies sich aufgrund der multiplen Freiheitsgrade in der Wirbelsäulenbeweglichkeit, den interindividuell unterschiedlich ausgeprägten koordinativen Fähigkeiten sowie unterschiedlicher physischer Fitness als schwierig.

Wir wurden auf das am Markt neue Trainingsgerät „Centaur“ der Firma BFMC (Biofeedback Motor Control GmbH) aus Leipzig aufmerksam, welches nach einem völlig neuen Konzept entworfen wurde. Augenscheinlich ergeben sich hierbei folgende Aspekte:

- Zum einen besteht die Möglichkeit, die Rumpfmuskulatur graduell fein abgestuft und reproduzierbar zu belasten, zum anderen ist es möglich auch unter Ausschluss des Maximalkraftbereiches in diesem Gerät zu trainieren.
- Weiterhin ist die im Gerät zu realisierende Aufgabenstellung dem Anschein nach koordinativ nicht zu anspruchsvoll.
- Die resultierende Belastung wird hierbei nicht durch Gewichte o. ä. sondern durch die aus dem Gravitationsfeld resultierende Gewichtskraft des eigenen Körpers erzielt. Dieser Ansatz stellt ein auf dem Markt noch nicht vorhandenes Konzept für ein Trainingsgerät dar.
- Ebenfalls interessant ist der Aspekt, dass im Bezug auf das Bewegungsausmaß ein Verbleib innerhalb der neutralen Zone ermöglicht wird, selbst wenn diese pathologisch verändert ist. Dies lässt grundsätzlich die Anwendung des Gerätes auch bei Patienten mit vorhanden Dorsopathien bzw. bei rehabilitativen Ansätzen möglich erscheinen.
- Das Gesamtkonzept lässt perspektivisch also ein ungewöhnlich breites Einsatzspektrum in Diagnostik, Prävention und Therapie erwarten.

Die Summe dieser vermuteten Eigenschaften ließ das Gerät zur Evaluation der Funktion der Rumpfmuskulatur als sehr gut geeignet erscheinen. Ob und wie sich dieses theoretisch so schlüssige Konzept in vivo umsetzt, musste noch untersucht werden.

2.5. Messmethode

Die Elektromyographie ist eine diagnostische Methode, die myoelektrische Aktivitäten aufzeichnet. Die gemessenen myoelektrischen Signale werden durch physiologische Zustandsänderungen (Depolarisationen) an der Muskelfasermembran bzw. deren Summation erzeugt.

Es gibt technisch 2 Messmöglichkeiten, die sich durch den Ableitungsort und die damit zu treffende Aussage unterscheiden.

Die Nadelelektromyografie dient als invasive Methode vor allem im klinischen Alltag zur Differenzierung zwischen neurogenen und myogenen Pathologien. In der Nadelelektromyografie werden spitzennahe Potenzialänderungen im wesentlichen bis zu einer Entfernung von 1 – 2 mm um die Spitze herum erfasst, was funktionell einzelnen motorischen Einheiten entspricht und bis hin zur Einzelfaserelektromyografie Anwendung findet.

Im Gegensatz dazu eignet sich die nichtinvasive Oberflächenelektromyografie aufgrund der geringeren räumlichen Auflösung zur Erfassung von Summenaktionspotentialen und damit zur Charakterisierung des Ausmaßes elektrischer Aktivitäten zwischen und innerhalb einzelner Muskeln (Watanabe und Akima 2011).

Die Oberflächenelektromyografie ist eine funktionell orientierende Untersuchung, mit deren Hilfe die elektrische Aktivität der Muskeln bzw. der motorischen Einheiten an der darüber liegenden Hautoberfläche mit Hilfe zweier oder mehrerer Elektroden erfasst werden kann. Diese Messmethode ist leicht in vivo anwendbar und nicht invasiv. Dadurch erzeugt sie bei Anwendung keine Interaktion, die in vivo Funktionsmuster beeinflusst, wie dies zum Beispiel durch entstehende Schmerzen beim Nadel-EMG der Fall ist (Sihvonen et al. 1991). Die über dem entsprechenden Muskel gemessenen Spannungsdifferenzen bzw. Potentiale entsprechen einem

Summenaktionspotential, das durch räumliche und zeitliche Addition der Potentiale einzelner motorischer Einheiten entsteht. Die an der Oberfläche messbaren Spannungsunterschiede werden durch zwischenliegende Gewebe (Faszien, Unterhautfettgewebe und Haut) gedämpft wobei ein charakteristisches, diskontinuierliches Entladungsmuster, das sogenannte Interferenzmuster, (Basmajian und De Luca 1985) entsteht. Dieses Muster enthält Potentiale unterschiedlicher Formen, Frequenzen und Amplituden, die sich in Abhängigkeit von der Aktivität der motorischen Einheiten überlagern können. Die durch das Oberflächen-EMG erfasste elektrische Aktivität der oberflächlichen Muskeln korreliert gut mit der aktiven mechanischen Tätigkeit des Muskels (Melaku et al. 2001). Dies wurde im Besonderen für die Rücken- und Rumpfmuskulatur nachgewiesen (Kumar und Narayan 2001, De Luca 1993).

Somit stellt das Oberflächen-EMG eine probate Methode zur in vivo Erfassung der Funktion der Rumpfmuskulatur dar.

2.6. Zielstellung

Aufgrund der immensen Bedeutung des Rückenschmerzes in unserer Gesellschaft und der unbefriedigenden Aussagen, die durch rein morphologisch-beschreibende Diagnostik zur Genese des unspezifischen Rückenschmerzes zum jetzigen Zeitpunkt getroffen werden können, wird das hohe Interesse an der Erforschung funktioneller Zusammenhänge und eventueller nachweisbarer Pathologien deutlich. Sie stellen die Grundlage einer suffizienten Diagnostik und Therapie dieser Erkrankung dar.

Daher besteht Bedarf an einer Messmethode, mit der man die Funktion der Rückenmuskulatur und eventuelle Defizite untersuchen bzw. darstellen kann.

Da mit dem Gerät „Centaur“ der Firma BFMC eine neue Möglichkeit besteht die Rumpfmuskulatur verschiedenartig zu belasten, soll zunächst geprüft werden, ob bei wiederholten EMG-Messungen reproduzierbare Ergebnisse bzw. Beanspruchung für die Probanden entstehen (Reliabilitätsanalyse).

Weiterhin war es Ziel dieser Studie anhand von EMG-Messungen eine Wertenormierung an gesunden Probanden in statischen Situationen unter definierten Belastungen der Rumpfmuskulatur vorzunehmen.

2.7. Fragestellungen

2.7.1. Reliabilität

Lassen sich die Ergebnisse reproduzieren?

Sind die gemessenen Daten in wiederholten Messungen, sowohl am gleichen Tag, als auch nach einer Woche reproduzierbar und in welchem Maß weichen sie voneinander ab?

2.7.2. EMG-Aktivität

Wie verändert sich die EMG-Aktivität bei zunehmendem Kippwinkeln in den vier Kipprichtungen?

Bei zunehmenden Kippwinkeln steigen die auf den Probanden wirkenden Kräfte. Folglich ist zu erwarten, dass die gemessene EMG-Aktivität ebenfalls ansteigt. Dies soll für alle vier Kipprichtungen geprüft und geschlechterweise getrennt dargestellt werden.

2.7.3. Koordinative Muster

Wie stellt sich das koordinative Zusammenspiel der Rumpfmuskulatur innerhalb der Prüfsituationen dar?

In den verschiedenen Untersuchungspositionen ergibt sich die Komplexität der koordinativen Aufgabe für den Probanden aus dem Zusammenspiel von Rumpf-, Bein- und Beckenmuskulatur, die der Schwerkraft entgegenwirkend den Oberkörper in seiner Längsachse stabilisiert halten sollen. Es soll für jede Versuchsposition aufgezeigt werden, welchen Anteil einzelne Muskeln an der Realisierung der

konkreten Aufgabe haben bzw. wie sich bei der funktionellen Redundanz innerhalb der Rumpfmuskulatur die Aktivität auf die untersuchten Muskeln verteilt.

2.7.4. Geschlechtsspezifik

Gibt es bei den gemessenen EMG-Daten Geschlechtsunterschiede?

Als Einflussgröße, welche die allgemeingültige Verwendbarkeit von Messergebnissen einschränkt, zählt unter anderem auch das Geschlecht. Inwieweit sich die Messdaten in der geschlechtsspezifischen Parameterauswertung unterscheiden, wird sowohl für die einzelnen Muskelaktivitäten als auch für die Koordinationsmuster geprüft. Die Messdaten sollen getrennt nach Geschlechtern dargestellt und diskutiert werden. Aus eventuellen Unterschieden sind geschlechtsspezifische Normwerte für Diagnostik und Therapie denkbar.

3. METHODE

3.1. Probanden

Untersucht wurden 31 Probanden, davon 16 Frauen und 15 Männer. Alle Probanden waren nach vorhergehender klinischer Untersuchung sowie laut eigenanamnestischen Angaben, insbesondere hinsichtlich des Skelett- und Bewegungssystems, gesund und schmerzfrei. Weiter galten vorangegangene Unfälle oder Operationen im für die Untersuchungen relevanten Rumpf-, Becken- und Beinbereich, sowie die Einnahme von Myotonika und Analgetika als Ausschlusskriterium. Alle Probanden nahmen freiwillig an den Untersuchungen teil.

	Lebensalter (y)	Gewicht (kg)	Größe (cm)	BMI (kg/m ²)
Frauen				
Median	22	57	171	19,61
Q1	20,75	53,75	168	18,74
Q3	23	60,25	173,25	19,98
Männer				
Median	25	77	182	23,80
Q1	23,5	72	180,5	22,07
Q3	26	85	185,5	24,20

Tabelle 3.1.1. Anthropometrische Daten der Probandenpopulation nach Geschlechtern mit zugehörigen Quartilen und Medianen

Die Versuchsgruppe ist in den anthropometrischen Daten repräsentativ für junge, gesunde Personen in Deutschland (Greil 2001).

3.2. Gerät und Aufgabenstellung für Probanden

Durch das Gerät werden Füße, Beine und Becken des Probanden mechanisch fixiert, der Oberkörper bleibt frei beweglich. Der so fixierte Proband kann nun stufenlos bis zu 90° in jede beliebige Richtung gekippt werden. Kippwinkel und –richtung werden über ein elektronisches, digitales Steuergerät im Gerät mittels elektrischen Antrieb vollautomatisch umgesetzt. Der Drehpunkt des Probanden liegt jeweils etwa in Höhe des Beckens. Aufgabe des Probanden ist es, seinen Körper in der Längsachse zu stabilisieren, ohne selbst eine aktive Bewegung durchzuführen. Durch die Lageveränderung des Probanden relativ zum Gravitationsfeld der Erde ändert sich jeweils die Richtung des Gewichtskraftvektors. Aus den unterschiedlichen vom Gerät angefahrenen Positionen resultieren rein statische, isometrische Belastungen für den Probanden. Je größer der Kippwinkel ist, desto stärker sind die aus dem entstehenden Drehmoment resultierenden Kräfte. Diese müssen vor allem durch

Rumpf-, Becken- und Beinmuskulatur kompensiert werden, um den Körper des Probanden in der Längsachse gestreckt zu halten.

Physikalische Nebenbetrachtung

Vereinfacht lässt sich der Oberkörper des Probanden als ein Hebelarm an einer horizontal ausgerichteten Drehachse betrachten, die Länge des Hebelarms und die am Ende des Hebelarms wirkende Kraft resultieren dabei aus dem Massenschwerpunkt des Oberkörpers sowie der Masse des Oberkörpers. Der Drehpunkt wird durch die Fixation des Probanden im Gerät etwa in Höhe des Hüftgelenkes vorgegeben.

Das resultierende Drehmoment (M) berechnet sich aus dem Abstand vom Drehpunkt (r) und der zum Hebelarm senkrecht wirkenden Kraft (Fs)

$$M = r \cdot F_s$$

Die Gewichtskraft (Fg) resultiert aus der Masse des Oberkörpers, die der Erdgravitation (g) unterliegt. Aus dem zweiten newtonschen Grundgesetz der Mechanik ($F=m \cdot a$) resultiert für die Erdbeschleunigung (g) in unserem Fall also

$$F_g = m \cdot g$$

Fs ist jedoch nur der Teilvektor der Gewichtskraft der senkrecht zum Hebel wirkt, dieser ist abhängig von dem in der Versuchssituation eingestellten Kippwinkel (α) des Probanden im Gerät.

$$F_s = F_g \cdot \sin \alpha$$

Bei aufrecht stehendem Probanden ($\alpha = 0^\circ$) resultiert aus der Gewichtskraft des Oberkörpers also keinerlei Drehmoment (Sinus $0^\circ = 0$) bzw. ein maximales Drehmoment bei 90° (Sinus $90^\circ = 1$).

Berücksichtigt man diesen Zusammenhang für die Drehmomentsberechnung im Versuch ergibt sich:

$$M = r \cdot F_g \cdot \sin \alpha$$

Unter der Annahme, dass F_g und r konstant sind, ist also das im Versuch auf den Probanden wirkende Drehmoment einzig vom Sinus des Kippwinkels abhängig. Somit ist der Kippwinkel die maßgeblich Variable für die auf den Probanden wirkende und von ihm zu kompensierende Kraft. Anders formuliert: Das Drehmoment als auf den Oberkörper wirkende und vom Probanden zu kompensierende Kraft, ist eine Sinusfunktion des Kippwinkels.

Daraus resultieren für die zu untersuchenden Positionen im Gerät folgende relative Beanspruchungen bzw. Drehmomente, prozentnormiert auf den maximalen Kippwinkel von 90° .

Winkel in °	rel. Drehmoment
5	9%
10	17%
20	34%
30	50%
45	71%
60	87%
90	100%

Abbildung 3.2.1 Kippwinkel und korrespondierende Drehmomente für Kippungen bis 90°

3.3. Versuchsablauf

Aus der Vielzahl der theoretisch im Gerät möglichen Untersuchungspositionen wurden für diese Studie möglichst repräsentative Situationen ausgewählt, die ein möglichst großes Spektrum abdecken. Es wurden 4 Kipprichtungen in Frontal- und Sagittalebene ausgewählt. In der Sagittalebene wurden jeweils für die Vorkippung (V) und Rückkipprichtung (H) die Winkel von 5, 10, 20, 30, 45, 60 und 90° untersucht.

In der Frontalebene wurden die Seitkippen nach rechts (R) und nach links (L) um jeweils 5, 10, 20, 30 und 45° untersucht.

Als Ausgangs- bzw. Neutralsituation (N0) wurde der aufrechte Stand bzw. ein Kippwinkel von 0° im Gerät gewählt.



Abbildung 3.3.1 Exemplarische Darstellung möglicher Positionen im Gerät, v.l.n.r.: Neutralposition (N0), Vorkippung um 30° (V30), Vorkippung um 90° (V90) und Seitkippung nach links um 30° (L30)

Pro Untersuchungstag wurde jede der 24 untersuchten Positionen in randomisierter Reihenfolge jeweils drei Mal hintereinander eingenommen. Nach erfolgter Stabilisierung des Probanden und erfolgter Haltungskontrolle durch den Versuchsleiter wurden für je 10 Sekunden die OEMG-Signale, der unter 3.4. aufgeführten Bauch-, Rücken- und Beinmuskeln aufgezeichnet.

Der gesamte Versuch wurde nach einer Woche bei jedem Probanden zur gleichen Tageszeit, ein zweites Mal durchgeführt. Hierbei entsprach die Reihenfolge der eingenommen Positionen der des Erstversuches aus der Vorwoche.

Das Aufsuchen und Kennzeichnen der Elektrodenposition erfolgte für alle Probanden durch ein und denselben Untersucher, um einen Interrater-Fehler auszuschließen (De Nooij et al. 2009).

Die Elektrodenpositionen wurden mit Permanentmarker gekennzeichnet und im Zweitversuch in der folgenden Woche wiederholt verwendet.

3.4. OEMG

Es wurden folgende Kennmuskeln während der Messungen im Untersuchungsgerät jeweils beidseits (rechts „r“ und links „l“) gemessen, digital aufgezeichnet und ausgewertet:

Bauchmuskulatur: M. rectus abdominis (ra), M. obliquus internus (oi), M. obliquus externus (oe)

Rückenmuskulatur: M. erector spinae (er), M. multifidus lumborum (mf)

Beinmuskulatur: M. rectus femoris (rf), M. gluteus medius (gm)

Die Elektrodenpositionen wurden entsprechend Ng et al. 1998 für die Bauchmuskulatur und Hermens et al. 1999 für die übrigen Muskeln bei jedem Probanden aufgesucht und für die Ableitung und Speicherung der EMG-Signale verwendet.

Muskeln bzw. Ableitung	Oberflächenanatomische Lokalisation
M. rectus abdominis: li, re	kaudale Elektrode Höhe Nabel, 4cm von Mitte, vertikal
M. obliquus internus: li, re	medial Inguinalfalte, Höhe Spina iliaca anterior superior, horizontal
M. obliquus externus: li, re	Unterhalb tiefster Punkt Rippenbogen, auf Linie von dort zu kontralateralem Tuberculum pubicum, direkt an Rippenbogen
M. multifidus lumbalis: li, re	Höhe L5, 1cm medial der Linie Spina iliaca posterior superior – L1/L2 Zwischenraum
M. erector spinae: li, re	Höhe L1 auf Muskelbauch, nach kranial
M. gluteus medius: li, re	Mitte Distanz seitl. Beckenkamm – Trochanter major, auf Linie
M. biceps femoris: li, re	Mitte Distanz Gesäßfalte– lat. Epicondylus tibiae, auf Linie
M. rectus femoris: li, re	Mitte Distanz Spina iliaca anterior superior – Oberkante Patella, auf Linie
EKG	Jugulum lateroventraler Rippenbogen links
Kippwinkel	Geräteausgabe

Tabelle 2.7.4.1 Übersichtsdarstellung der untersuchten Muskeln und der verwendeten Elektrodenpositionen entsprechend Ng et al. 1998 für die Bauchmuskulatur und Hermens et al. 1999 für die übrigen Muskeln.

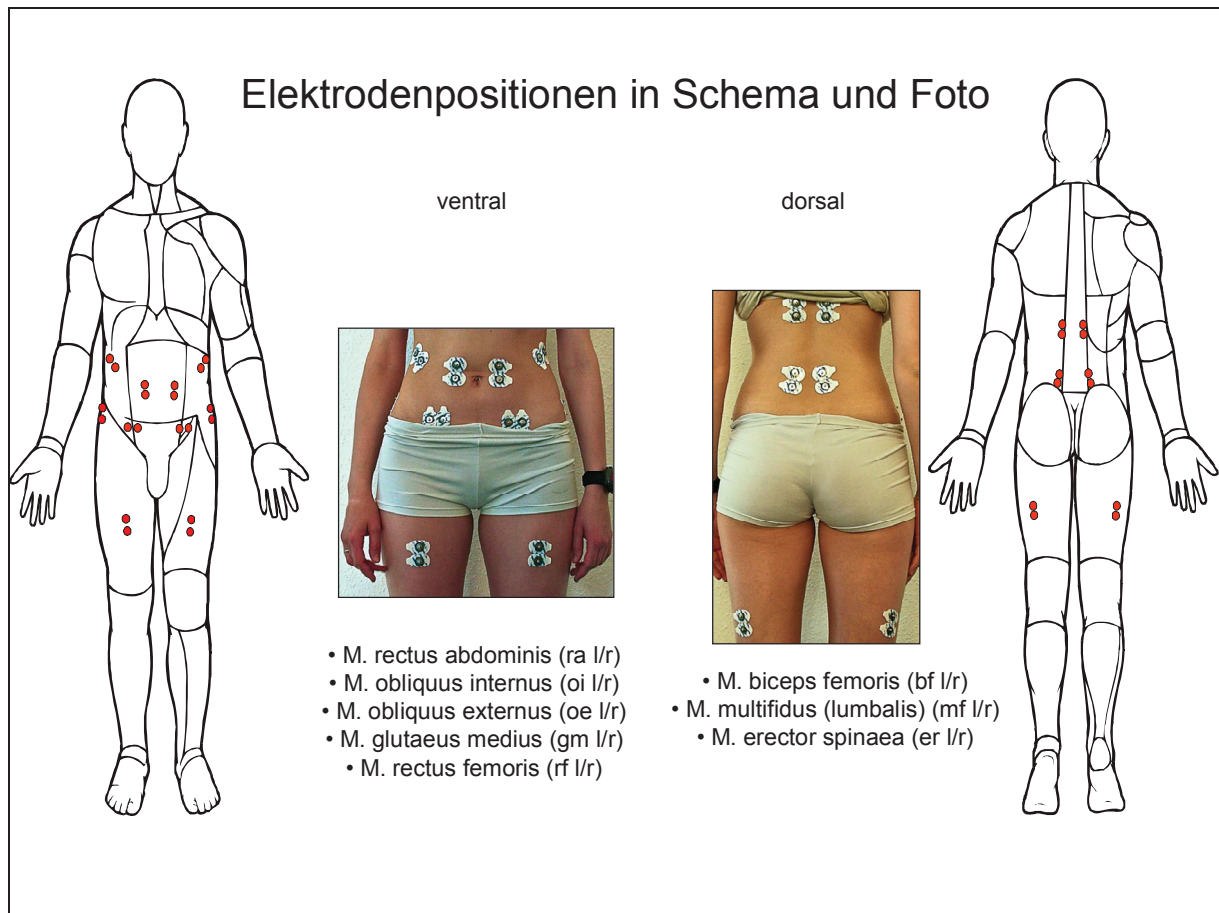


Abbildung 3.4.1 Elektrodenpositionen ventral (l) und dorsal (r) der untersuchten Muskeln entsprechend Ng et al. 1998 für die Bauchmuskulatur und Hermens et al. 1999 für die übrigen Muskeln

Neben der Erfassung der EMG Kanäle wurden in einem weiteren Kanal das EKG sowie der am Gerät eingestellte Kippwinkel digitalisiert erfasst.

Zur Messung genutzt wurden die Elektroden „Arbo H93SG“, der Firma Tyco Healthcare. Deren kreisrunde Ableitfläche hat etwa 1cm Durchmesser.

Vor dem Kleben der Elektroden wurde die Haut bei Bedarf rasiert sowie mit Peelingcreme die oberste Hornhautschicht entfernt und sorgfältig gereinigt, um die Impedanz zwischen Haut und Elektroden möglichst gering zu halten. Nachfolgend wurden entsprechend den Empfehlungen „European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy“ aus dem SENIAM- Projekt (Hermens et al. 1999) sowie Ng et al. 1998 (Ng et al. 1998) die Elektrodenpositionen identifiziert, für den Folgeversuch dauerhaft mit Permanentmarker gekennzeichnet und die selbsthaftenden Elektroden befestigt. Folgend wurden die Ableitkabel mit Pflaster fixiert um Kabelbewegungen während der Versuchsdurchführung zu minimieren.

3.5. Messtechnik

Bei der Untersuchung der Muskeln wurden der bipolare Ableitungsmodus genutzt. Bei der bipolaren Ableitung kommen zwei differente Elektroden zum Einsatz, wobei ausschließlich das Differenzsignal zwischen diesen beiden verstärkt wird. Der Vorteil der bipolaren Ableitung besteht in der guten Störsignalunterdrückung, da Störungen für gewöhnlich an beiden differenten Elektroden gleichzeitig anliegen und durch die Differenzbildung unterdrückt werden.

Es wurden Verstärker der Firma Biovision mit einer 2500-fachen Verstärkung der OEMG-Signale eingesetzt. Die für die weitere Verarbeitung auf dem Rechner notwendige Signalwandlung von analog nach digital erfolgte mit einem AD-Wandler (DAQCard -AI-16E-4, 12 bit, Auflösung: 1µV/bit) der Firma National Instruments und einer AD Wandlungsrate von 2000/s. Die so gewandelten Daten wurden auf einem PC (Datenerfassungssystem der Firma GJB) für die weitere Verarbeitung gespeichert.

3.6. Datenverarbeitung

In der softwareseitigen (MATLAB®) Nachbearbeitung der EMG-Rohdaten für das EMG Signal wurden folgende Filter verwendet: Ein Hochpassfilter bei 20 Hz sowie Tiefpassfilter bei 400 Hz. Das nach Anwendung der Filter resultierende Frequenzband von 20 bis 400 Hz entspricht dem Frequenzbereich, der die wesentlichen Signalanteile des OEMG enthält (de Luca 1997).

Um Störungen aus dem elektrischen Haushaltsstromnetz (Wechselstrom mit 50Hz) zu eliminieren, wurden weiterhin Vielfache von 50Hz gefiltert. Der unmittelbare Einfluss lässt sich konstruktionsbedingt durch das Vorhandensein von Wechselstrom betriebenen Elektromotoren im Gerät selbst (Geräteantrieb) erklären und deshalb auch bei sorgfältigster Vorbereitung und Durchführung der Messungen nicht völlig vermeiden.

Da die durch das Herz entstehenden elektrischen Potentiale das OEMG überlagern und zu relevanten Fehlern führen (Hu et al. 2009, Allison 2003, Bartolo et al. 1996), wurde in einem weiteren Kanal das EKG abgeleitet. Folgend wurden alle QRS-Komplexe markiert. Es flossen lediglich die Messwerte der Zeitintervalle von 0,1 s bis 0,4 s nach jedem QRS-Komplex in die Messdaten ein. In diesem EKG Intervall findet sich physiologischer Weise zwar noch die T-Welle, diese wird aber bereits durch den Hochpassfilter (20 Hz) aus dem betrachteten Frequenzspektrum entfernt (Anders et al. 1991).

Je nach Herzfrequenz des Probanden gingen dann zwischen 5 und 10 resultierende Messabschnitte aus den jeweils 10 Sekunden langen Messintervallen in die weitere Auswertung ein.

Für die Muskelaktivität gilt die Root mean square (RMS) (Wurzel aus dem Mittelwert des Quadrats) als gutes Maß bei bipolaren Signalen. Da es sich bei den EMG-Rohdaten um Potentialschwankungen um die Abszisse handelt, werden die einzelnen Messwerte quadriert und folgend wieder die Quadratwurzel berechnet. Die resultierenden, durchweg positiven Werte können nun gemittelt werden.

$$f_{\text{rms}} = \sqrt{\frac{1}{T_2 - T_1} \int_{T_1}^{T_2} [f(t)]^2 dt}$$

Formel 2.7.4.1 Berechnung der Root mean square (RMS)

Die Darstellung der Muskelaktivität der einzelnen Muskeln innerhalb der verschiedenen Untersuchungssituationen erfolgte über die bereits beschriebenen RMS-Amplituden. Hierbei ist zu beachten, dass für die verschiedenen Muskeln, je nach anatomischer Lage, interindividuell unterschiedlicher Dicke und Zusammensetzung der als Isolator wirkenden Gewebsanteile unterschiedliche RMS-Niveaus resultieren. Dies bedingt Schwierigkeiten im direkten Vergleich der Muskeln untereinander.

Für die Darstellung der koordinativen Muster wurden für jeden Muskel die Aktivitäten anteilig an der Gesamtaktivität aller Muskeln innerhalb einer konkreten Situation dargestellt.

3.7. Statistik

Reliabilität

Die Reliabilität ist ein Maß für die Verlässlichkeit von Messergebnissen bei wiederholten Messungen und damit ein Gütekriterium für Messverfahren.

Die Intraklassenkorrelation (ICC) ist ein Maß der Beobachtungsübereinstimmung und damit ein Indikator der Reliabilität des zugrundeliegenden Beobachtungssystems. Sie setzt intervallskalierte Beobachtungsdaten voraus.

Die ICC basiert auf einem varianzanalytischen Ansatz. Man unterscheidet zwischen der Varianz zwischen den Beobachtungsfällen, die teilweise auf eine systematische Merkmalsvariation zurückgeführt wird, und der Varianz innerhalb der Beobachtungsfälle, die auf eine mangelhafte Beobachterübereinstimmung hinweist.

Sind die Unterschiede zwischen den Beobachtungsfällen relativ groß bei gleichzeitig geringer Varianz innerhalb der Beobachtungsfälle, so kann von einer reliablen Beobachtung ausgegangen werden.

U-Test

Ein Mann-Whitney-Test oder auch U-Test für unabhängige Stichproben ist ein nichtparametrischer Test zur Überprüfung des Unterschieds der zentralen Tendenz zweier verschiedener Stichproben. Die abhängige Variable muss dabei nicht normalverteilt, aber mindestens ordinal skaliert sein.

Beim Mann-Whitney-Test handelt es sich um einen Rangtest. Die Berechnung der Teststatistik basiert also auf dem Vergleich von zwei Rangreihen. Daten verteilen sich in einer gemeinsamen Rangreihe gleichmäßig, wenn sich die zentrale Tendenz zweier Rangreihen nicht unterscheidet.

Im einfachsten Fall können mit so einem Test die Mittelwertsunterschiede von zwei unterschiedlichen Stichproben untersucht werden.

Friedman-Test

Um die Charakteristik bei zunehmender Aktivierung eines Muskels zu beurteilen wurde der Friedman-Test verwendet. Als nichtparametrisches Verfahren setzt er keine Normalverteilung voraus. Der Friedman-Test ist ein statistisches Verfahren zur Prüfung drei oder mehreren verbundene Stichproben auf Gleichheit des Lageparameters. In der vorliegenden Arbeit handelt es sich bei den untersuchten Werten um verbundene Stichproben, da alle jeweils verglichenen Messwerte vom gleichen Muskel stammen. Der Friedman-Test ist ein Rangzahlentest bzw. Rangtest. Die Berechnung der Teststatistik basiert auf dem Vergleich von mehreren Rangreihen mittels Rangzahlen. Sind Daten innerhalb einer Rangreihe gleichmäßig verteilt, so unterscheiden sich die zentralen Tendenzen der Rangreihen nicht. Dies führt im Testergebnis zu ganzzahligen Rangzahlen. Die kritische Rangzahldifferenz wurde jeweils für ein Signifikanzniveau von $p < 0,05$ betrachtet (Bortz 2010). Es konnte in Abhängigkeit von der Probandenzahl auf Signifikanzen zwischen der einzelnen Messpositionen bzw. gebildeten Rangzahlen geprüft werden. Überschreitet die Rangzahldifferenz zweier Positionen die zugeordnete kritische Rangzahldifferenz, so ist von einem signifikanten Unterschied der beiden betrachteten Positionen innerhalb der Rangreihe auszugehen.

4. ERGEBNISSE

4.1. Reliabilitätsanalyse

4.1.1. Intrasessionreliabilität

Messtag 1

Tag 1	Muskel:															
Position	ra li	oi li	oe li	mf li	er li	gm li	bf li	rf li	ra re	oi re	oe re	mf re	er re	gm re	bf re	rf re
V05	0,97	0,99	0,99	0,98	0,99	0,98	0,94	0,98	0,98	0,99	0,98	0,99	0,98	0,94	0,98	0,97
V10	0,98	0,99	0,98	0,98	0,99	0,98	0,98	0,97	0,98	0,99	0,96	0,98	0,99	0,99	0,98	0,95
V20	0,98	0,97	0,97	0,99	0,99	0,99	0,98	0,98	0,95	0,98	0,96	0,99	0,99	0,91	0,98	0,98
V30	0,98	0,97	0,98	0,97	0,99	0,97	0,98	0,95	0,97	0,97	0,98	0,98	0,99	0,98	0,96	0,93
V45	0,97	0,98	0,95	0,98	0,99	0,98	0,94	0,95	0,94	0,97	0,94	0,98	0,99	0,98	0,95	0,95
V60	0,96	0,97	0,95	0,93	0,97	0,94	0,93	0,95	0,93	0,98	0,94	0,94	0,98	0,95	0,97	0,94
V90	0,94	0,97	0,95	0,95	0,97	0,94	0,93	0,91	0,87	0,92	0,94	0,93	0,98	0,95	0,95	0,94
H05	0,97	0,96	0,97	0,98	0,99	0,92	0,97	0,97	0,83	0,92	0,97	0,75	0,76	0,97	0,97	0,91
H10	0,98	0,97	0,98	0,98	0,98	0,98	0,95	0,99	0,97	0,97	0,97	0,99	0,98	0,99	0,96	0,99
H20	0,99	0,98	0,98	0,96	0,98	0,99	0,98	0,99	0,99	0,98	0,99	0,97	0,99	0,97	0,95	0,97
H30	0,97	0,96	0,97	0,98	0,95	0,98	0,93	0,98	0,99	0,98	0,98	0,99	0,98	0,98	0,93	0,97
H45	0,96	0,95	0,96	0,95	0,96	0,98	0,95	0,94	0,98	0,96	0,98	0,96	0,94	0,98	0,95	0,94
H60	0,98	0,98	0,96	0,95	0,93	0,98	0,98	0,96	0,99	0,98	0,95	0,96	0,91	0,98	0,95	0,97
H90	0,97	0,94	0,93	0,96	0,95	0,98	0,96	0,94	0,97	0,98	0,96	0,95	0,84	0,97	0,98	0,95
L05	0,99	0,99	0,96	0,98	0,98	0,98	0,98	0,99	0,97	0,99	0,98	0,97	0,97	0,99	0,98	0,99
L10	0,98	0,98	0,97	0,98	0,98	0,99	0,98	0,99	0,98	0,99	0,96	0,98	0,98	0,98	0,97	0,99
L20	0,99	0,96	0,96	0,97	0,97	0,97	0,98	0,95	0,95	0,98	0,98	0,97	0,98	0,97	0,97	0,96
L30	0,95	0,96	0,92	0,96	0,98	0,87	0,98	0,88	0,97	0,98	0,98	0,96	0,97	0,95	0,97	0,98
L45	0,92	0,95	0,92	0,95	0,96	0,94	0,96	0,97	0,97	0,99	0,94	0,93	0,97	0,97	0,90	0,96
R05	0,98	0,98	0,98	0,91	0,99	0,99	0,98	0,97	0,98	0,99	0,97	1,00	0,98	0,97	0,98	0,97
R10	0,97	0,98	0,98	0,98	0,98	0,99	0,98	1,00	0,98	0,95	0,96	1,00	0,99	0,94	0,98	0,99
R20	0,98	0,98	0,97	0,97	0,98	0,99	0,96	0,95	0,95	0,96	0,95	0,99	0,99	0,97	0,97	0,95
R30	0,97	0,99	0,97	0,98	0,98	0,96	0,95	0,94	0,95	0,93	0,95	0,97	0,99	0,89	0,98	0,97
R45	0,97	0,96	0,97	0,94	0,92	0,97	0,94	0,97	0,91	0,91	0,96	0,96	0,92	0,84	0,94	0,96

Abbildung 4.1.1.1 ICCs für Muskeln und korrespondierende Situationen. Fett gedruckte Messwerte entsprechen Belastungen in Hauptkraftrichtung der jeweiligen Muskeln. Grau oder dunkelgrau hinterlegt sind Werte < 0,9 bzw. < 0,8.

Für den ersten Tag zeigen sich in für die einzelnen Muskeln bei Belastung in Hauptkraftrichtung, also in den relevanten Situationen (fett gedruckt) durchweg hohe Reliabilitätswerte. Nur in einzelnen, nicht relevanten Situationen (grau hinterlegt) sinken ICCs auf Werte < 0,9 p > 0,7 was noch immer einem zufriedenstellendem ICC-Niveau entspricht (Bortz et al. 2000).

Messtag 2

Tag 2	Muskel:															
Position	ra li	oi li	oe li	mf li	er li	gm li	bf li	rf li	ra re	oi re	oe re	mf re	er re	gm re	bf re	rf re
V05	0,92	0,99	0,93	0,98	0,98	0,98	0,99	0,90	0,94	0,99	0,98	0,97	0,98	0,99	0,99	0,87
V10	0,98	0,99	0,95	0,99	0,98	0,97	0,89	0,96	0,97	0,99	0,96	0,98	0,99	0,92	0,99	0,94
V20	0,93	0,97	0,96	0,99	0,99	0,94	0,98	0,94	0,92	0,99	0,97	0,98	0,99	0,95	0,97	0,88
V30	0,98	0,99	0,98	0,99	0,99	0,96	0,96	0,92	0,97	0,98	0,96	0,99	0,99	0,93	0,85	0,97
V45	0,97	0,98	0,97	0,98	0,98	0,97	0,95	0,91	0,91	0,98	0,98	0,98	0,98	0,96	0,91	0,92
V60	0,94	0,97	0,94	0,98	0,99	0,91	0,95	0,95	0,94	0,96	0,95	0,98	0,98	0,96	0,97	0,97
V90	0,96	0,98	0,95	0,97	0,98	0,97	0,96	0,95	0,95	0,97	0,96	0,97	0,97	0,96	0,94	0,95
H05	0,96	0,92	0,97	0,98	0,94	0,94	0,95	0,93	0,98	0,94	0,97	0,98	0,97	0,98	0,98	0,95
H10	0,97	0,93	0,98	1,00	0,97	0,96	0,95	0,96	0,99	0,95	0,98	0,97	0,94	0,97	0,95	0,98
H20	0,97	0,97	0,97	0,96	0,93	0,99	0,92	0,98	0,97	0,95	0,98	0,96	0,95	0,98	0,92	0,97
H30	0,97	0,97	0,95	0,97	0,96	0,99	0,95	0,99	0,97	0,97	0,96	0,98	0,95	0,98	0,97	0,99
H45	0,98	0,98	0,98	0,94	0,98	0,99	0,97	0,95	0,99	0,98	0,99	0,95	0,97	0,99	0,93	0,93
H60	0,99	0,97	0,95	0,95	0,97	0,93	0,95	0,95	0,99	0,97	0,97	0,95	0,97	0,96	0,95	0,96
H90	0,98	0,98	0,97	0,93	0,93	0,96	0,97	0,94	0,98	0,95	0,95	0,90	0,92	0,98	0,96	0,92
L05	0,98	0,99	0,92	0,99	0,99	0,93	0,98	0,99	0,96	0,99	0,96	0,93	0,97	0,98	0,97	0,99
L10	0,96	0,98	0,88	0,95	0,98	0,96	0,98	0,91	0,95	0,97	0,98	0,96	0,96	0,96	0,98	0,97
L20	0,98	0,95	0,98	0,89	0,97	0,94	0,98	0,96	0,96	0,99	0,97	0,96	0,97	0,96	0,98	0,98
L30	0,96	0,97	0,92	0,99	0,98	0,89	0,95	0,92	0,98	0,98	0,96	0,96	0,96	0,97	0,95	0,95
L45	0,95	0,90	0,96	0,95	0,89	0,90	0,95	0,93	0,97	0,98	0,92	0,97	0,95	0,95	0,95	0,90
R05	0,93	0,98	0,97	0,97	0,98	0,95	0,98	0,95	0,97	0,99	0,98	0,97	0,95	0,91	0,99	0,97
R10	0,95	0,97	0,98	0,93	0,97	0,97	0,98	0,99	0,99	0,97	0,98	0,98	0,97	0,91	0,98	1,00
R20	0,97	0,98	0,96	0,87	0,97	0,84	0,97	0,96	0,97	0,88	0,98	0,98	0,98	0,95	0,97	0,91
R30	0,97	0,97	0,97	0,97	0,98	0,88	0,95	0,97	0,97	0,92	0,94	0,97	0,96	0,92	0,94	0,90
R45	0,97	0,96	0,96	0,96	0,94	0,92	0,93	0,97	0,94	0,94	0,92	0,98	0,91	0,91	0,96	0,95

Abbildung 4.1.1.2 ICCs dargestellt für Muskeln und korrespondierende Situationen. Fett gedruckte Messwerte entsprechen Belastungen in Hauptkraftrichtung der jeweiligen Muskeln

Am zweiten Messtag zeigen sich für die einzelnen Muskeln bei Belastung in Hauptkraftrichtung (fett gedruckt) nahezu in allen relevanten Situationen hohe Reliabilitätswerte ($p > 0,9$). Nur in einzelnen, relevanten Situationen sinken ICCs auf Werte für den bf, rf und gm $< 0,9$ $p > 0,8$ was noch immer zufriedenstellenden ICCs entspricht, nur in einer einzigen Situation Rumpfmuskulatur, der mf mit einem ICC von 0,87 für die Situation R20 betroffen.

4.1.2. Intersessionreliabilität

Messtag 1 versus Messtag 2

Tag 1 vs. 2	Muskel:															
Position	ra li	oi li	oe li	mf li	er li	gm li	bf li	rf li	ra re	oi re	oe re	mf re	er re	gm re	bf re	rf re
V05	0,37	0,64	0,86	0,51	0,30	0,48	0,30	0,01	0,31	0,54	0,80	0,72	0,53	0,24	0,70	0,19
V10	0,44	0,73	0,82	0,78	0,34	0,63	0,72	0,23	0,31	0,71	0,84	0,79	0,56	0,81	0,79	0,04
V20	0,31	0,68	0,72	0,85	0,54	0,75	0,63	0,20	0,25	0,58	0,74	0,72	0,57	0,19	0,81	0,25
V30	0,35	0,79	0,76	0,80	0,37	0,63	0,69	0,58	0,26	0,74	0,86	0,83	0,44	0,44	0,67	0,69
V45	0,54	0,48	0,77	0,77	0,31	0,83	0,55	0,71	0,63	0,62	0,81	0,80	0,45	0,56	0,76	0,80
V60	0,57	0,52	0,51	0,85	0,33	0,72	0,62	0,72	0,45	0,65	0,58	0,87	0,34	0,61	0,75	0,87
V90	0,53	0,70	0,74	0,70	0,39	0,76	0,55	0,68	0,64	0,44	0,82	0,60	0,24	0,53	0,69	0,68
H05	0,78	0,35	0,76	0,08	0,10	0,50	0,15	0,39	0,81	0,31	0,86	0,10	0,27	0,57	0,30	-0,01
H10	0,80	0,81	0,70	0,39	0,11	0,71	0,25	0,70	0,89	0,74	0,77	0,19	0,12	0,70	0,47	0,82
H20	0,75	0,74	0,64	0,46	0,23	0,61	0,24	0,87	0,68	0,68	0,62	0,64	0,09	0,60	0,40	0,79
H30	0,67	0,84	0,68	0,75	0,22	0,63	0,33	0,90	0,60	0,82	0,61	0,74	-0,01	0,57	0,53	0,68
H45	0,83	0,82	0,67	0,76	0,46	0,92	0,49	0,63	0,82	0,82	0,73	0,79	0,38	0,76	0,41	0,56
H60	0,81	0,76	0,70	0,32	0,30	0,86	0,39	0,51	0,86	0,66	0,70	0,47	0,11	0,75	0,66	0,51
H90	0,85	0,71	0,73	0,85	0,35	0,91	0,69	0,61	0,77	0,80	0,70	0,78	0,24	0,79	0,73	0,37
L05	0,29	0,75	0,69	0,11	0,15	0,34	0,57	0,27	0,37	0,39	0,69	0,31	0,51	0,20	0,74	0,32
L10	0,47	0,46	0,64	0,00	0,10	0,61	0,68	0,18	0,75	0,34	0,69	0,52	0,59	0,55	0,69	0,66
L20	0,53	0,79	0,68	-0,18	0,00	0,45	0,70	0,15	0,73	0,52	0,78	0,45	0,57	0,61	0,47	0,46
L30	0,68	0,85	0,61	0,54	0,40	0,66	0,69	0,19	0,83	0,43	0,77	0,25	0,54	0,62	0,27	0,73
L45	0,78	0,70	0,77	0,72	0,32	0,91	0,67	0,54	0,70	0,67	0,77	0,27	0,36	0,55	0,51	0,57
R05	0,53	0,61	0,84	0,56	0,56	0,57	0,73	0,13	0,40	0,52	0,87	0,43	0,22	0,39	0,64	0,35
R10	0,63	0,78	0,77	0,60	0,54	0,87	0,67	-0,05	0,63	0,57	0,67	0,09	0,01	0,42	0,78	-0,16
R20	0,73	0,60	0,80	0,82	0,35	0,62	0,42	0,32	0,35	0,64	0,87	0,28	0,04	0,66	0,79	-0,12
R30	0,79	0,66	0,76	0,79	0,51	0,39	0,37	0,01	0,42	0,56	0,75	0,23	0,14	0,50	0,85	0,45
R45	0,65	0,72	0,64	0,82	0,24	0,62	0,43	0,53	0,61	0,55	0,72	0,55	0,39	0,32	0,65	0,60

Abbildung 4.1.2.1 ICCs für Muskeln und korrespondierende Situationen. Fett gedruckte Messwerte entsprechen Belastungen in Hauptkraftrichtung der jeweiligen Muskeln

Für die Intersessionreliabilität zeigen sich erwartungsgemäß geringere Korrelationskoeffizienten, dennoch bleibt insgesamt das Niveau auf einem ausreichendem Maß $> 0,5$ (Bortz et al. 2000) mit etwas besseren Werten für die relevanten Muskeln während den Vor- und Rückkippen im Vergleich zu den Seitkippen.

Da für die Intrasessionreliabilität hohe sowie für die Intersessionreliabilität ausreichende ICCs in der Reliabilitätsanalyse aufgezeigt werden konnten, wurde zur Vereinfachung mit den Medianen aus Messtag eins weiter gerechnet.

4.2. Darstellung der Amplitudenwerte in Abhängigkeit von Kippwinkel und -ebene

Folgend sind der Reihe nach, für die vier verschiedenen Kipprichtungen, die EMG-Amplituden mit gleichzeitig zugehöriger Friedmananalyse dargestellt. Die Messergebnisse wurden nach Geschlechtern getrennt dargestellt, auf eine Darstellung der Ergebnisse ohne diese Trennung wurde verzichtet.

In jeder Abbildung sind seitengetrennt die Frauen (links) und Männer (rechts) dargestellt. Muskelweise wurden die Amplituden mit ansteigendem Kippwinkeln in einem Block von Säulendiagrammen dargestellt.

Unmittelbar unter den dargestellten Amplitudenwerten befindet sich die zugehörige Friedmananalyse. Die mittleren Rangzahlen sind ebenfalls in einem Block von Säulendiagrammen, für jeden einzelnen Kippwinkel dargestellt. Unmittelbar rechts neben einem solchen Randzahlenblock ist in einer einzelnen Säule jeweils die zugehörige kritische Rangzahldifferenz für $p < 0,05$ abgetragen.

Es erfolgte eine getrennte Darstellung für die Bauch und Rückenmuskulatur. Da die Beinmuskulatur zwar in die Kraftkette zur Stabilisierung der Rumpfmuskulatur mit eingeschlossen ist, aber für die Stabilisierung des Rumpfes außerhalb von Rotationsbewegungen nur eine untergeordnete Rolle spielt (Garcia-Vaquero et al. 2012) wurde aus Gründen der Übersichtlichkeit auf eine weitere Darstellung dieser Ergebnisse verzichtet.

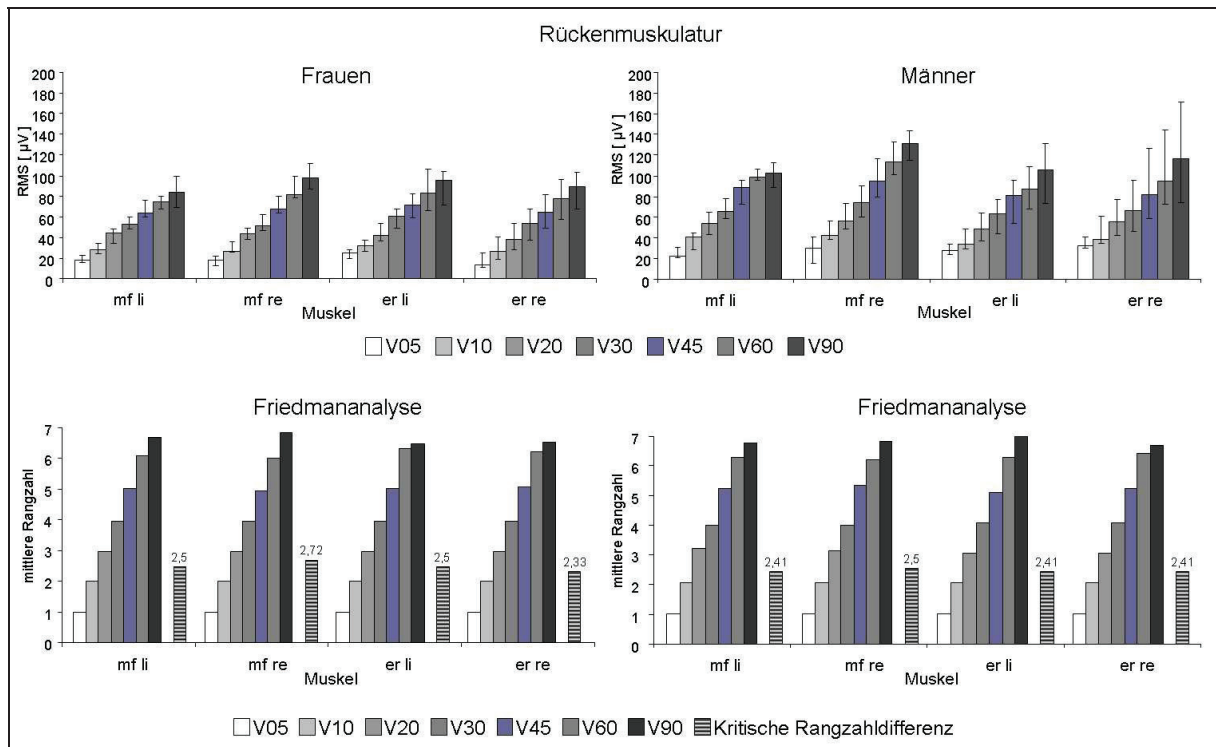


Abbildung 4.2.2 Vorkippung - Darstellung der Amplitudenwerte (RMS) für beide Geschlechter mit zunehmendem Kippwinkel und korrespondierender Friedmananalyse, mit Darstellung der kritischen Rangzahldifferenz für $p < 0,05$.

Für die Kipprichtung nach vorn liegt nun eine Belastung in Hauptkraftrichtung der untersuchten Rückenmuskeln vor. Es zeigt sich für beide Geschlechter ein fein graduerter, kontinuierlicher Anstieg der RMS mit zunehmendem Kippwinkel über den 4 untersuchten Rückenmuskeln.

Die Streuung der Messwerte fällt dabei vergleichsweise gering aus. Die mittleren Rangzahlen zeigen sich außer bei maximaler Belastung nahezu ganzzahlig.

Exemplarisch lässt sich z.B. für die Frauen für den mf li ein signifikanter Unterschied ($P < 0,05$) zwischen der Vorkippung um 5 Grad (mittlere Rangzahl 1) und der Vorkippung um 30° (mittlere Rangzahl 4) bei einer kritischen Rangzahldifferenz von 2,5 für den vorliegenden Stichprobenumfang mit $p < 0,05$ darstellen.

Es zeigt sich ein kontinuierlicher Anstieg der abgeleiteten Potentiale mit zunehmendem Kippwinkel über allen 4 untersuchten Muskeln für beide Geschlechter, dabei zeigen sich nahezu durchgehend ganzzahlige Rangzahlen im unteren und mittleren Bereich. Wie an der kritischen Rangzahldifferenz ablesbar, lassen sich signifikante Unterschiede mit $P < 0,05$ im untersuchten Stichprobenumfang allerdings erst in vergleichsweise großen Abständen nachweisen. Lediglich im Bereich der maximalen Beanspruchung bzw. zwischen den Kippwinkeln von 60 und 90° werden

die Abstände der mittleren Rangzahlen bei Überlappung der Messwerte für beide Geschlechter geringer. So zeigt sich in den Amplitudenwerten niedriger Intensitäten z.B. für den er der Männer eine deutlich geringere Streuung der gemessenen Werte im Vergleich zu den Situationen stärkster Beanspruchung.

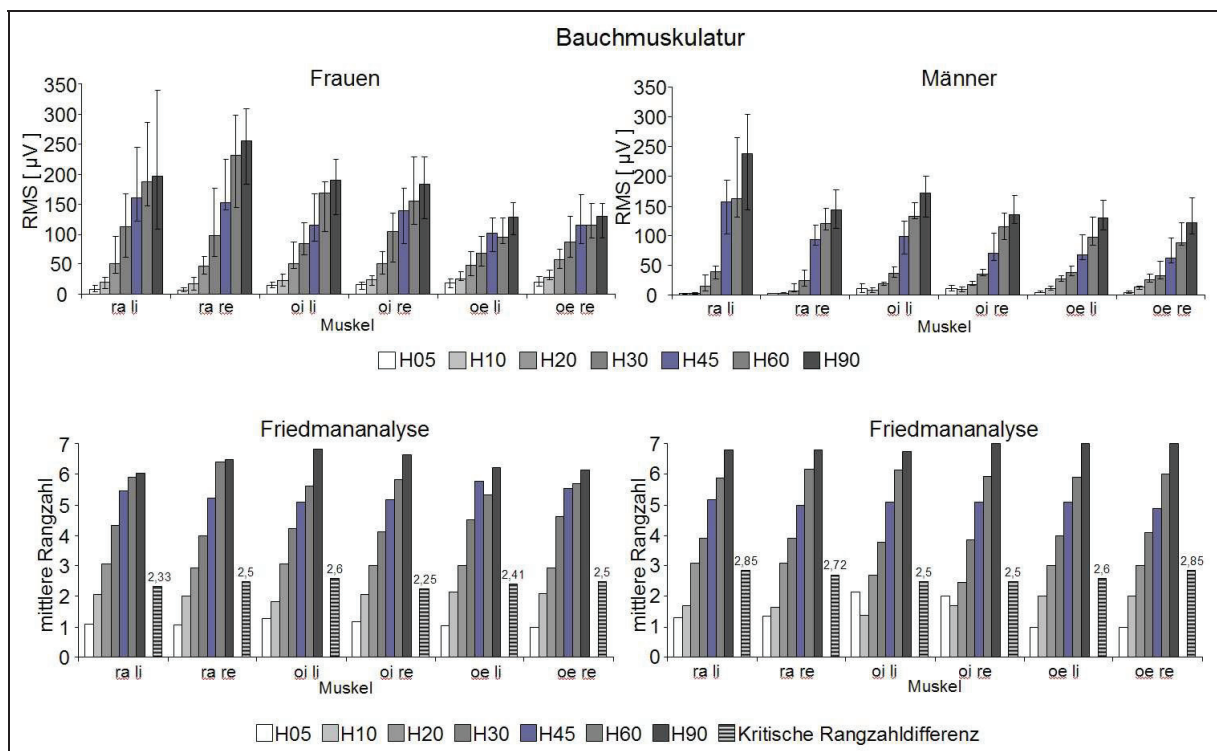


Abbildung 4.2.3 Rückkipfung - Darstellung der Amplitudenwerte (RMS) für beide Geschlechter mit zunehmendem Kippwinkel und korrespondierender Friedmananalyse, mit Darstellung der kritischen Rangzahldifferenz für $p < 0,05$.

Während der Rückkipfung zeigt sich an den Bauchmuskeln eine Belastung in Hauptkraftrichtung. Mit jeweils zunehmenden Kippwinkeln erhöhen sich die RMS-Werte deutlich. Lediglich der oe li bei den Frauen zeigt jeweils bei H45 eine minimal höhere Aktivität im Vergleich zu H60. Als Besonderheit bei den Frauen fällt auf, dass für den ra bds. zwischen 60 und 90° kein nennenswerter Amplitudenzuwachs zu erreichen war. Entsprechend zeigt der Friedmantest für diese Situationen bds. kaum eine Differenz der mittleren Rangzahlen.

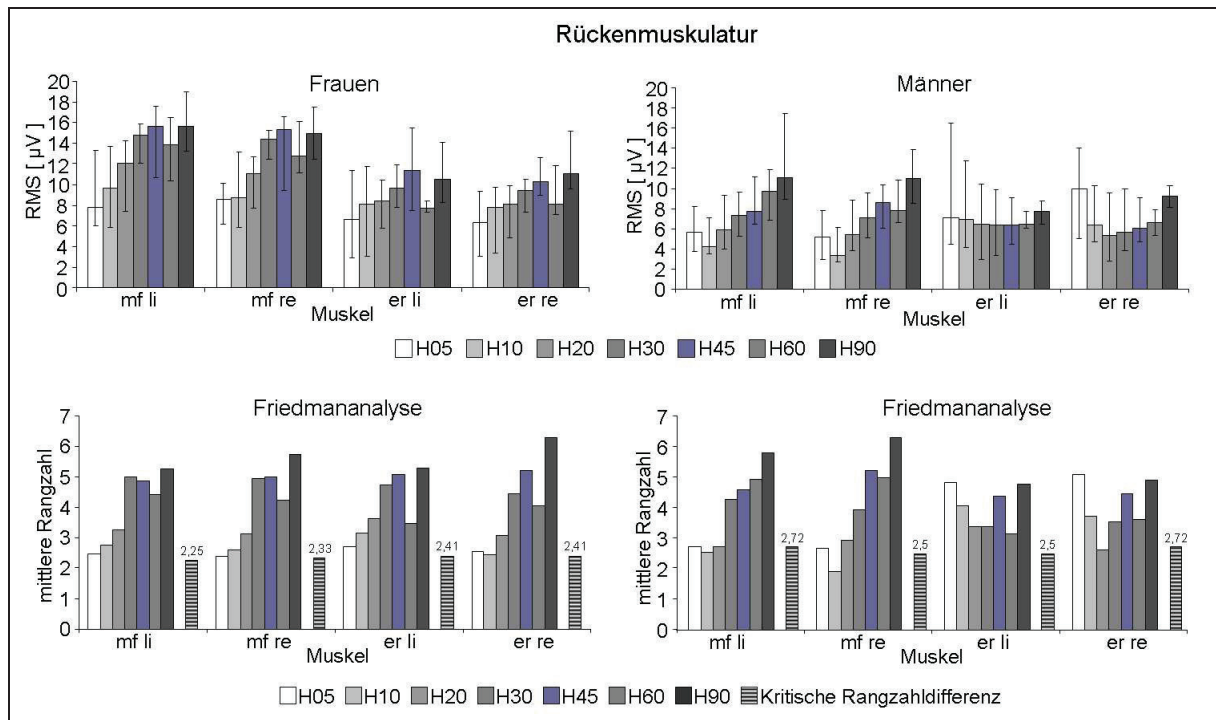


Abbildung 4.2.4 Rückkipfung - Darstellung der Amplitudenwerte (RMS) für beide Geschlechter mit zunehmendem Kippwinkel und korrespondierender Friedmananalyse, mit Darstellung der kritischen Rangzahldifferenz für $p < 0,05$.

Für die Kippung nach hinten zeigen sich vergleichsweise geringe Aktivitätsniveaus ($< 20 \mu V$) über der Rückenmuskulatur, da hier keine Belastung in Hauptkraftrichtung vorliegt. Statistisch signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Situationen lassen sich nur zwischen den Extrema für den mf bei beiden Geschlechtern darstellen. Für den er gelingt dies bei einer recht hohen kritischen Rangzahldifferenz nicht.

Seitkippungen

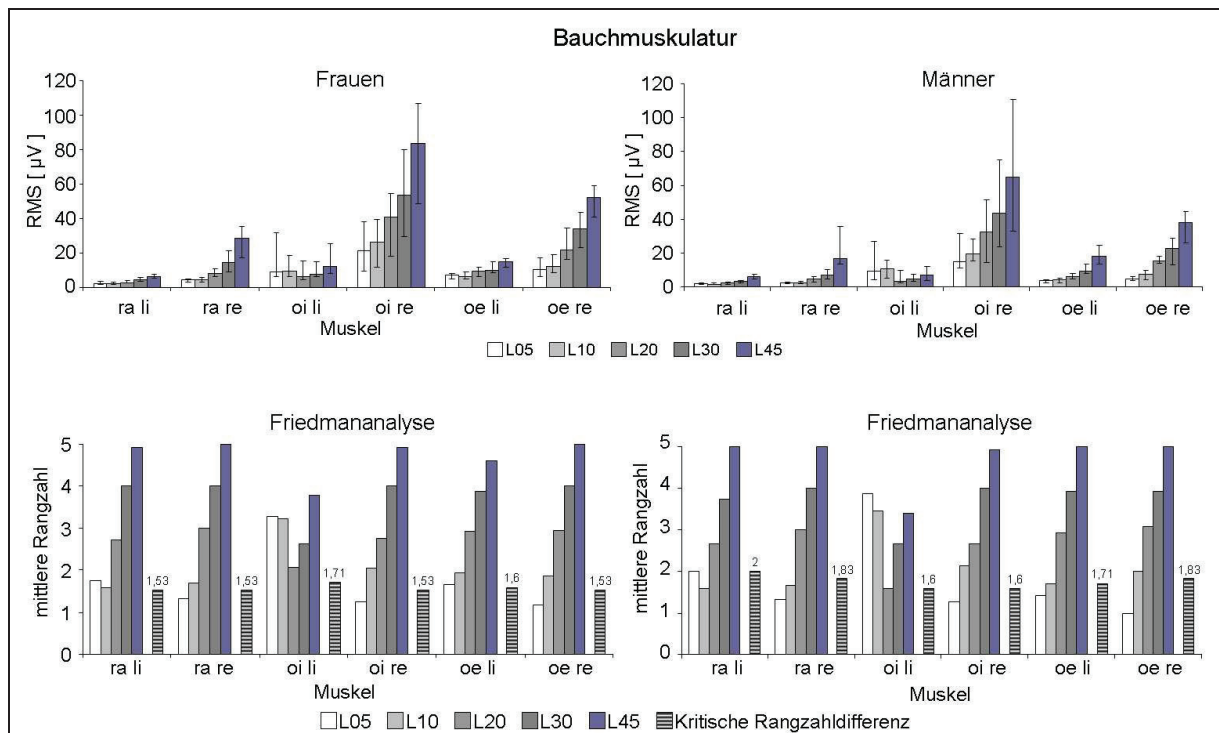


Abbildung 4.2.5 Seitkippung nach links - Darstellung der Amplitudenwerte (RMS) für beide Geschlechter mit zunehmendem Kippwinkel und korrespondierender Friedmananalyse, mit Darstellung der kritischen Rangzahldifferenz für $p < 0,05$.

Während der Seitkippung nach links wird hauptsächlich die rechtsseitige Muskulatur aktiviert. So lassen sich für die drei untersuchten Bauchmuskeln deutlich asymmetrische RMS-Werte nachweisen. Es findet sich jeweils rechtsseitig die höhere Aktivität, dies zeigt sich bereits bei niedrigen Kippwinkeln. Dennoch weisen bis auf eine Ausnahme auch die linksseitigen Muskeln eine mit dem Kippwinkel kontinuierlich zunehmende Amplitude auf. Auffällig ist bei beiden Geschlechtern, dass der oi li seine Aktivität nicht, wie die übrigen Muskeln, mit zunehmendem Kippwinkel steigert, sondern bis 20° abfallende und erst danach wieder ansteigende RMS-Werte aufweist. Bei den Frauen können keine Unterschiede in den mittleren Rangzahldifferenzen oberhalb der kritischen Rangzahldifferenz für diese Erscheinung bei der hier vorliegenden Probandenzahl nachgewiesen werden. Dennoch zeigt sich ein Trend. Bei den Männern hingegen kann mit $P < 0,05$ nachgewiesen werden, dass sich sowohl L05 von L20 als auch L20 von L45 signifikant unterscheiden. Damit liegt für die Koaktivierung eines antagonistischen Muskels, der nicht in Hauptkraftrichtung

belastet wird, mit zunehmendem Kippwinkel zunächst ein Aktivitätsabfall und dann eine Aktivitätsanstieg vor.

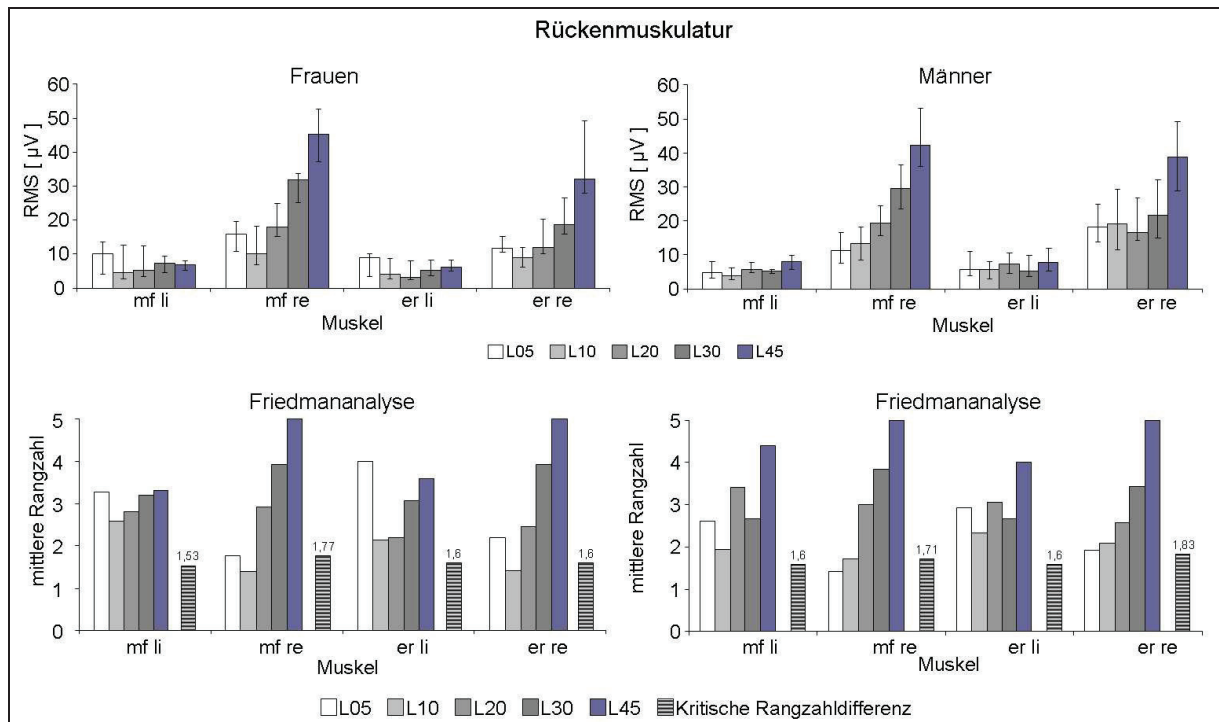


Abbildung 4.2.6 Seitkippung nach links - Darstellung der Amplitudenwerte (RMS) für beide Geschlechter mit zunehmendem Kippwinkel und korrespondierender Friedmananalyse, mit Darstellung der kritischen Rangzahldifferenz für $p < 0,05$.

Für die untersuchten Rückenmuskeln zeigt sich für die Kippung nach links für den mf und er bei beiden Geschlechtern rechtsseitig eine insgesamt zunehmende Aktivität mit signifikant nachweisbaren Unterschieden zwischen den einzelnen Kippwinkeln. Die Aktivität der linksseitigen Muskeln bleibt auf niedrigem Niveau konstant, ohne relevante Unterschiede auf zu zeigen. Somit zeigt sich lediglich auf der Seite der zur Kipprichtung kontralateral gelegenen Muskulatur eine deutliche Beanspruchung während der Realisierung der Aufgabe für den Probanden.

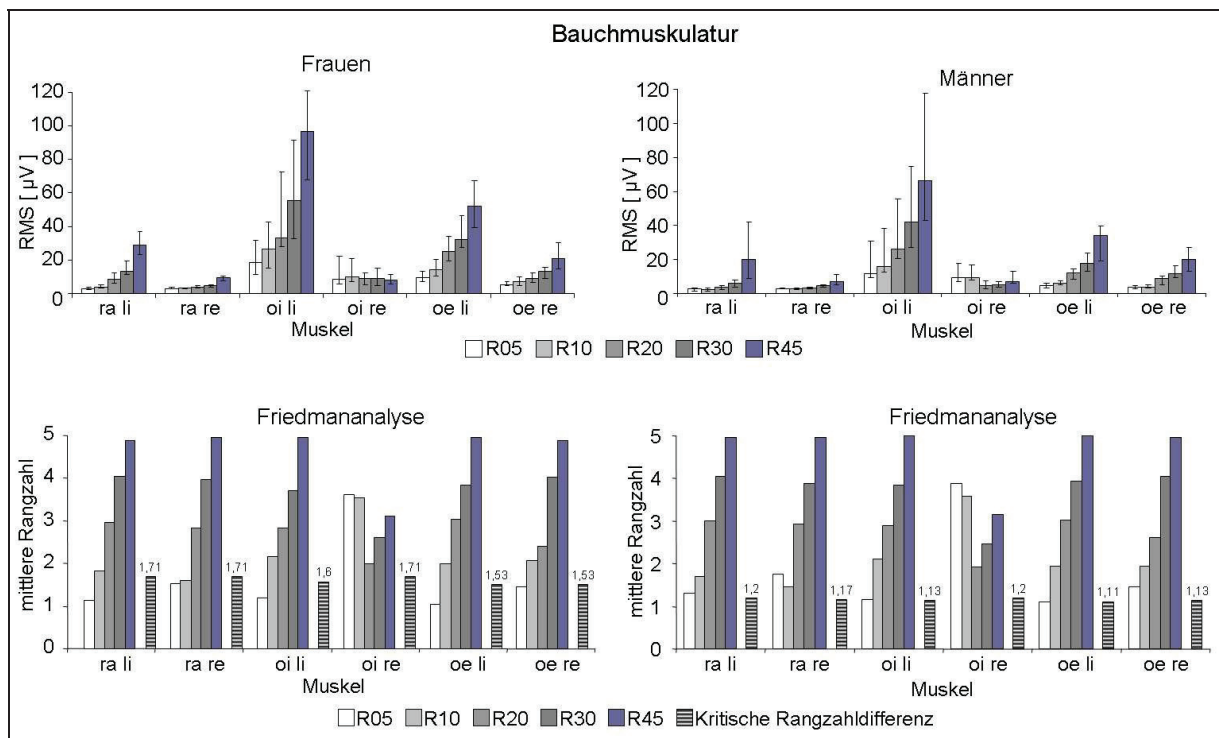


Abbildung 4.2.7 Seitkippung nach rechts - Darstellung der Amplitudenwerte (RMS) für beide Geschlechter mit zunehmendem Kippwinkel und korrespondierender Friedmananalyse, mit Darstellung der kritischen Rangzahldifferenz für $p < 0,05$.

Für die Seitkippung nach rechts wird hauptsächlich die linksseitige Muskulatur beansprucht. So lassen sich für die drei untersuchten Bauchmuskeln deutlich asymmetrische RMS-Werte nachweisen. Es findet sich jeweils linksseitig die höhere Aktivität, dies zeigt sich bereits bei niedrigen Kippwinkeln. Auffällig zeigt sich, analog zur Kippung in die Gegenrichtung, bei beiden Geschlechtern, dass der oi re seine Aktivität nicht wie die übrigen Muskeln mit zunehmendem Kippwinkel steigert, sondern bis 20° abfallende und erst danach wieder ansteigende RMS-Werte aufweist. Somit kann hierüber das Ergebnis der Gegenseite gesichert werden. Bei den Frauen können keine Unterschiede in den mittleren Rangzahldifferenzen oberhalb der kritischen Rangzahldifferenz für diese Erscheinung bei der hier vorliegenden Probandenzahl nachgewiesen werden. Dennoch zeigt sich ein Trend. Bei den Männern hingegen kann, wie auch bei der Kippung in Gegenrichtung für den oi, mit $p < 0,05$ nachgewiesen werden, dass sich sowohl L05 von L20 als auch L20 von L45 unterscheiden.

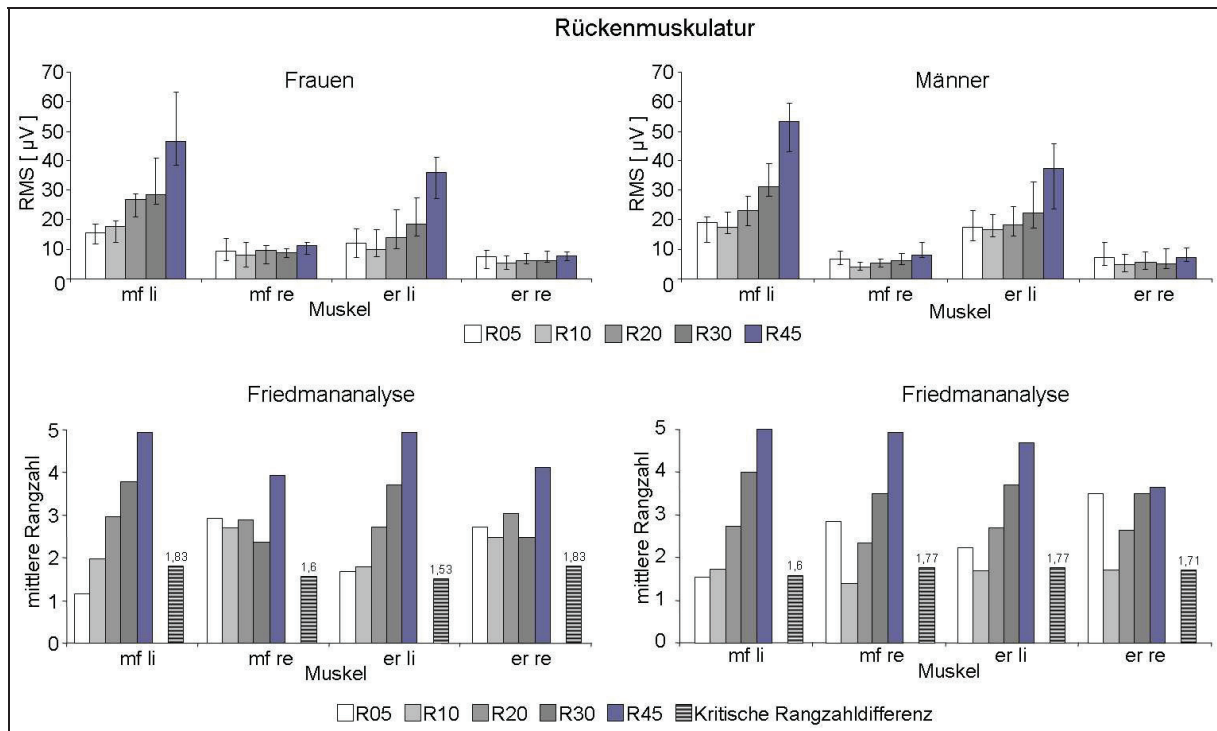


Abbildung 4.2.8 Seitkipfung nach rechts - Darstellung der Amplitudenwerte (RMS) für beide Geschlechter mit zunehmendem Kippwinkel und korrespondierender Friedmananalyse, mit Darstellung der kritischen Rangzahldifferenz für P 0,05.

Für die Seitkipfung nach rechts zeigt sich auf der linken Seite in den untersuchten Rückenmuskeln eine kontinuierliche Zunahme der Aktivität. Statistisch signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Kippwinkeln lassen sich jeweils für den linksseitigen mf und er bei beiden Geschlechtern nachweisen.

Die kontralateral zur Kipprichtung gelegene Muskulatur zeigt, wie in der Kippung zur Gegenseite, sowohl nur sehr geringe RMS-Niveaus als auch keine relevanten oder signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Kippwinkeln.

4.3. Aktivitätsverteilung (Muster)

Da für die meisten Rumpfmuskeln eine funktionelle Redundanz vorliegt, wurde untersucht, ob geschlechtsspezifische Koordinationsmuster vorliegen. Dabei wurde eine Darstellungsart gewählt, die den Aktivitätsanteil einzelner Rumpfmuskeln bei der Realisierung einer bestimmten Aufgabe (Testposition im Gerät) aufzeigt.

Durch Verwendung der Relativwerte wird es ermöglicht, von den Amplitudenwerten unabhängig die intermuskuläre Koordination zu analysieren und eventuell vorliegende Geschlechtsspezifika aufzuzeigen.

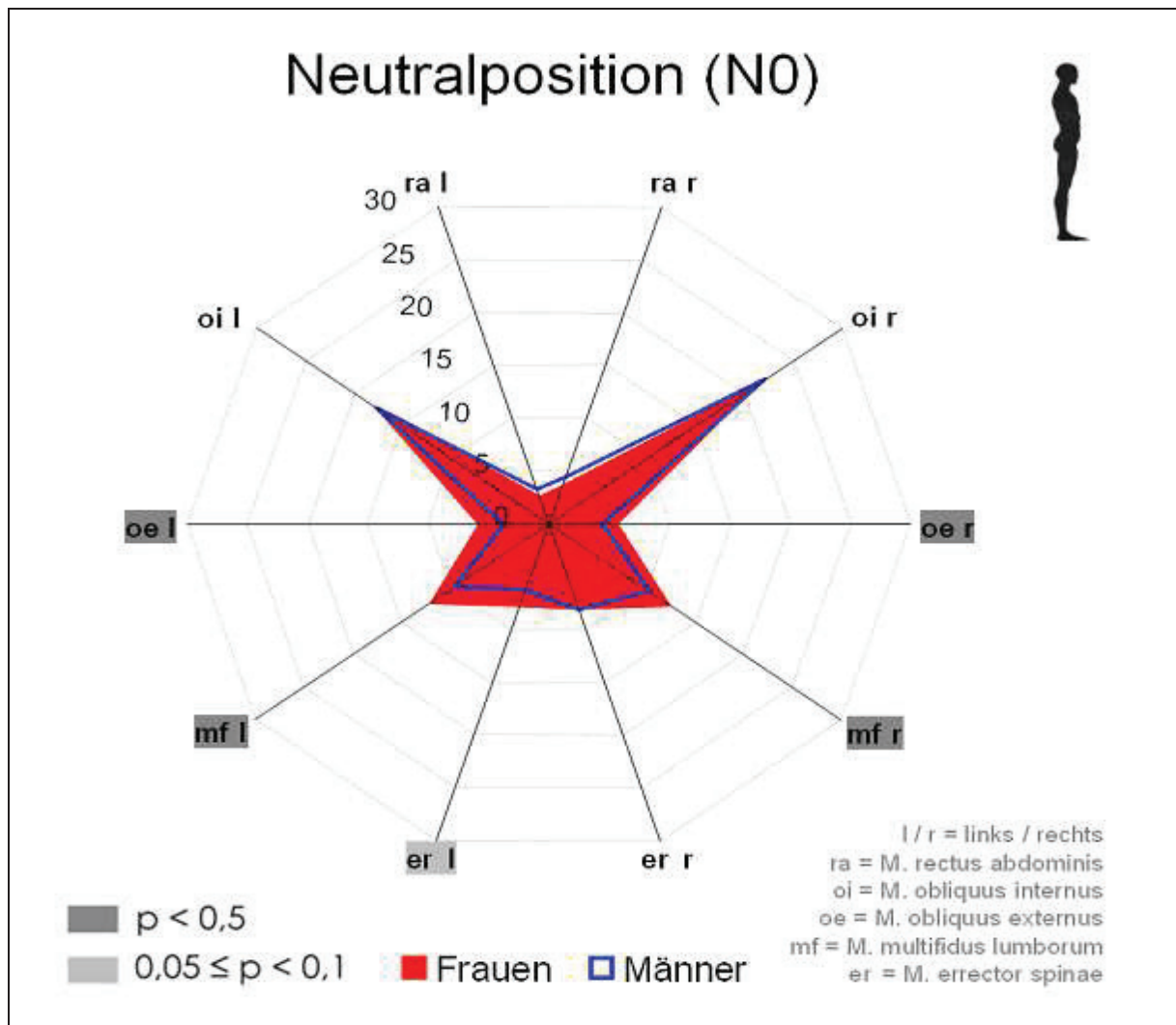


Abbildung 4.3.1 Situationsweise Darstellung der relativen Muskelaktivität (in%), normiert auf die in dieser Situation (N0) vorkommende myoelektrische Gesamtaktivität für Männer (blau) und Frauen (rot). Muskeln deren Messwerte signifikante Unterschiede aufweisen, sind für $p < 0,05$ dunkelgrau und für $0,1 \geq p \geq 0,05$ hellgrau unterlegt.

Für jede im Gerät eingenommene Testposition wird ein Netzdiagramm dargestellt. In diesem ersten Netzdiagramm ist das Aktivitätsmuster für die Neutralposition (N0) dargestellt. Der jeweils vom Probanden eingenommene Kippwinkel wird für jede Position durch ein nebenstehendes Piktogramm verdeutlicht. Die drei Bauchmuskeln, M. rectus abdominis, M. obliquus internus und M. obliquus externus werden hierbei im oberen („9“ bis „11 Uhr-Position“ linksseitig und „1“ - „3 Uhr-Position“ rechtsseitig) und die beiden Rückenmuskeln M. erector spinae und M. multifidus lumborum im unteren Teil („7“ und „8 Uhr-Position“ linksseitig und „4“ und „5 Uhr-Position“ rechtsseitig) des Diagramms dargestellt.

Um innerhalb jeder Testsituation den Aktivitätsanteil jedes einzelnen Muskels dazustellen, wurden für jeden Muskel die relative Aktivität in Prozent, anteilig an der Gesamtaktivität in der jeweiligen Situation berechnet. Somit wurden die intraindividuell vorkommenden Amplitudenunterschiede ausgeglichen. Folgend wurde für beide Geschlechter die Aktivitätsverteilung innerhalb jeweils einer Testsituation dargestellt. In den Diagrammen wurden die Mediane der Relativwerte abgetragen. Hieraus kann keine Aussage über die Höhe der Gesamtaktivität der beteiligten Muskeln, sondern immer nur über die Verteilung der EMG-Aktivitäten auf die einzelnen Muskeln innerhalb der dargestellten Situation getroffen werden. Ist ein Muskel dunkelgrau unterlegt so zeigen die Messwerte signifikante Unterschiede zwischen den beiden Geschlechtern mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit kleiner gleich 5% auf. Ist ein Muskel hellgrau unterlegt, so beträgt die Irrtumswahrscheinlichkeiten zwischen 5 und 10%. Bereits in der Neutralposition(N0) im Gerät werden signifikante Unterschiede im Aktivierungsmuster zwischen Männern und Frauen deutlich. So zeigen sich die Aktivitätsanteile des M. obliquus externus als auch des M. multifidus bei den Männern signifikant geringer.

Die Vorkippungen (V)

Folgend werden die Prüfsituationen für die Vorkippung mit steigendem Kippwinkel betrachtet. Die Versuche für die Vor- und Rückkippung wurden jeweils bis zu einem Kippwinkel von 90° durchgeführt.

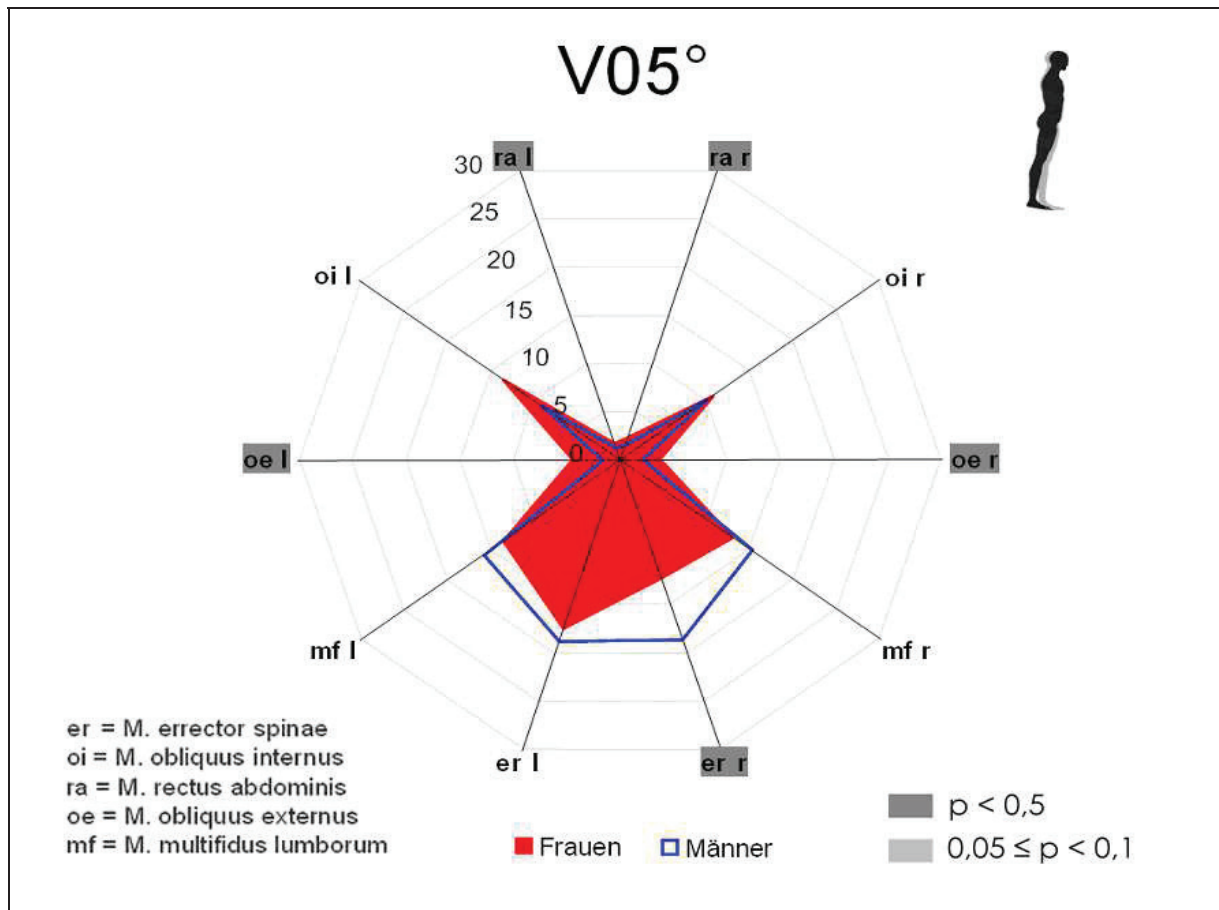


Abbildung 4.3.2 Situationsweise Darstellung der relativen Muskelaktivität (in%), normiert auf die in dieser Situation vorkommende myoelektrische Gesamtaktivität für Männer (blau) und Frauen (rot). Muskeln, deren Messwerte signifikante Unterschiede aufweisen, sind für $p < 0,05$ dunkelgrau und für $0,1 \geq p \geq 0,05$ hellgrau unterlegt.

Bei der Vorkippung um lediglich 5° werden bereits 9% des bei 90° anliegenden maximalen Drehmoments erreicht. Bereits bei diesem geringen Kippwinkel zeigt sich im Vergleich zur Neutralposition eine deutliche Verlagerung der Aktivität in Richtung der Rückenmuskulatur. Auffällig sind während dieser Situation sowohl die signifikant geringere Aktivität im oe als auch im ra bei den Männern. Für beide Muskeln lassen sich Unterschiede zwischen den beiden Geschlechtern nachweisen. Bereits in dieser Situation zeigt sich bei geringer Belastung an der deutlich höheren Aktivität der Extensoren eine deutliche Aufgabenspezifität sowie durch signifikant unterschiedlich Aktivitäten eine deutliche Geschlechtsspezifität.

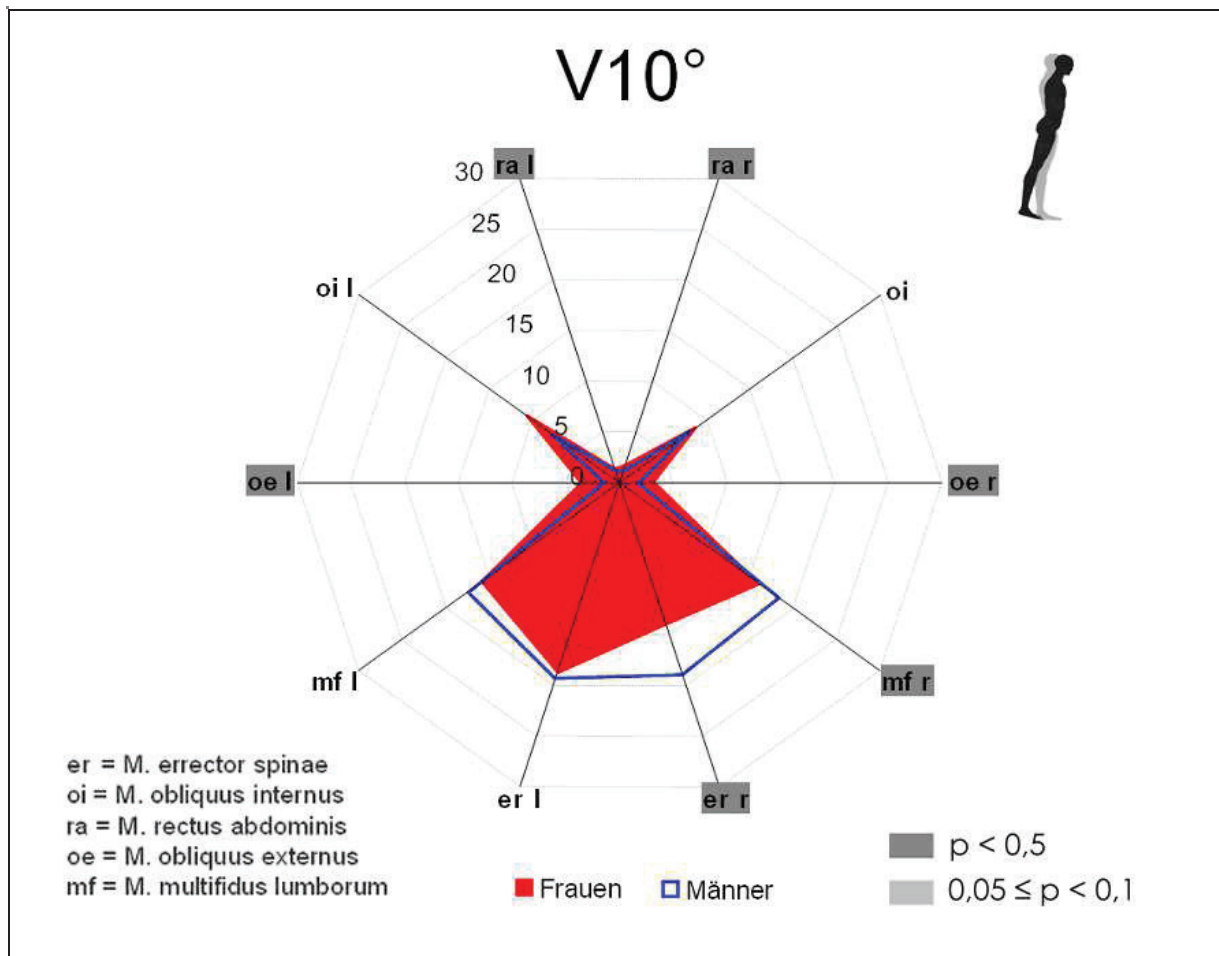


Abbildung 4.3.3 Situationsweise Darstellung der relativen Muskelaktivität (in%), normiert auf die in dieser Situation vorkommende myoelektrische Gesamtaktivität für Männer (blau) und Frauen (rot). Muskeln, deren Messwerte signifikante Unterschiede aufweisen, sind für $p < 0,05$ dunkelgrau und für $0,1 \geq p \geq 0,05$ hellgrau unterlegt.

Bei der Vorkippung um 10° werden 17% des maximalen Drehmoments erreicht. Die myoelektrische Aktivität verlagert sich im Vergleich zur Vorsituation (V05) weiter in Richtung der Rückenmuskulatur. Die Aktivitätsanteile der bauchseitigen Muskeln verringern sich bei beiden Geschlechtern. Signifikante Unterschiede zwischen den Geschlechtern für $p \leq 0,05$ zeigen sich weiterhin für den oe und ra jeweils beidseits. Diese Situation wird von den Frauen mit signifikant höheren Aktivitätsanteilen für diese Muskeln realisiert, wenngleich die nachgewiesenen Unterschiede bei den niedrigen Aktivitätsanteilen dieser Muskeln als nicht relevant für die Realisierung dieser Testsituation zu betrachten sind. Rechtsseitig zeigen mf und er für die Männer eine für $p \leq 0,05$ signifikant höhere Aktivität, auf der linken Seite ist dies lediglich als Trend zu erkennen.

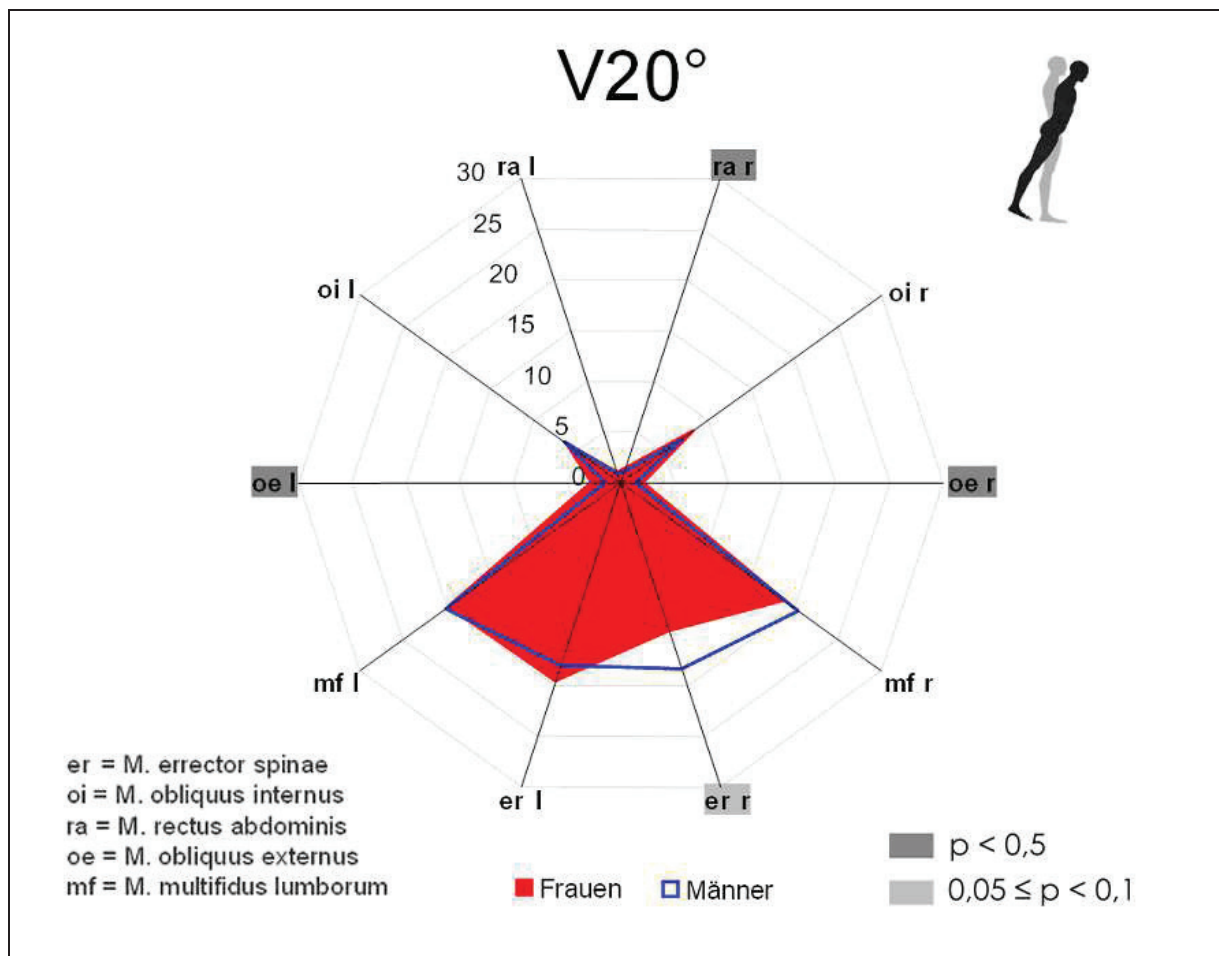


Abbildung 4.3.4 Situationsweise Darstellung der relativen Muskelaktivität (in%), normiert auf die in dieser Situation vorkommende myoelektrische Gesamtaktivität für Männer (blau) und Frauen (rot). Muskeln, deren Messwerte signifikante Unterschiede aufweisen, sind für $p < 0,05$ dunkelgrau und für $0,1 \geq p \geq 0,05$ hellgrau unterlegt.

Der Kippwinkel von 20° entspricht 34% des maximal auftretenden Drehmoments. Es zeigt sich zunehmend eine Verlagerung der Aktivität zu den dorsalen gelegenen Extensoren. Wie auch bei einem Kippwinkel von 10° lässt sich für den rechten er der Männer eine signifikant höhere relative EMG-Aktivität zeigen. Unter den ventralen Muskeln zeigt sich auf einem viel geringeren Aktivitätsniveau für beide Geschlechter die größte Aktivität im oi beidseits. Signifikant geringere Aktivitäten lassen sich im oe bds. für die Männer, ebenfalls auf einem sehr niedrigen EMG-Aktivitätsniveau nachweisen.

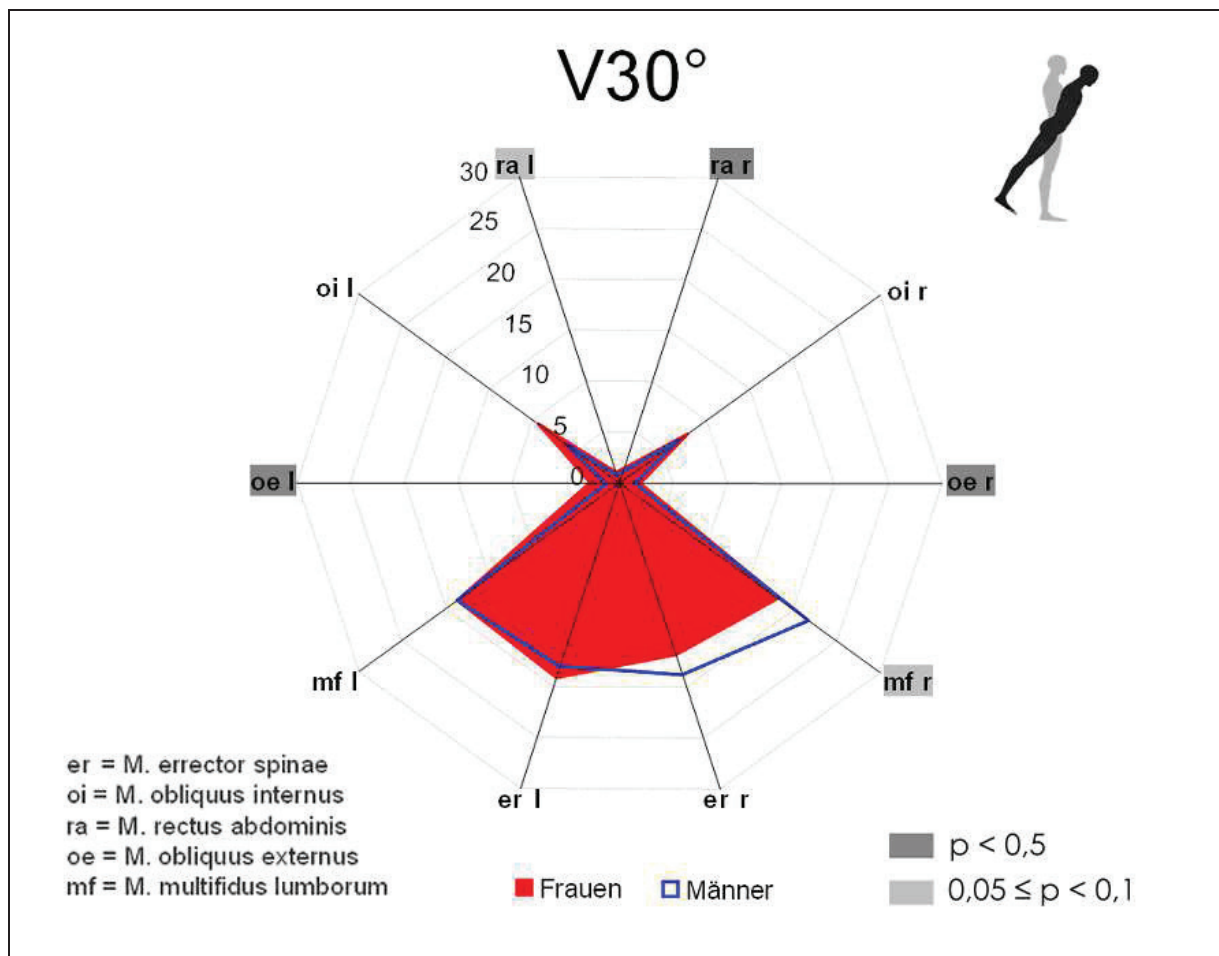


Abbildung 4.3.5 Situationsweise Darstellung der relativen Muskelaktivität (in%), normiert auf die in dieser Situation vorkommende myoelektrische Gesamtaktivität für Männer (blau) und Frauen (rot). Muskeln, deren Messwerte signifikante Unterschiede aufweisen, sind für $p < 0,05$ dunkelgrau und für $0,1 \geq p \geq 0,05$ hellgrau unterlegt.

Bereits in der Vorkippung um 30° lässt sich keine wesentliche Veränderung der Aktivitätsverteilung über den einzelnen Muskeln nachweisen, wenn gleich die EMG-Amplituden der einzelnen Muskeln zunehmen. Beidseits lassen sich statistisch signifikante Unterschiede in der Aktivitätsverteilung zwischen Frauen und Männern für den oe und ra nachweisen, die aber aufgrund der jeweils niedrigen Aktivierungsniveaus als nicht relevant zu erachten sind. Für die Rückenmuskulatur zeigt sich auch hier rechtsseitig eine höhere Aktivität bei den Männern, für den mf erreicht dieser Unterschied ein niedriges Signifikanzniveau ($0,1 \geq p \geq 0,05$).

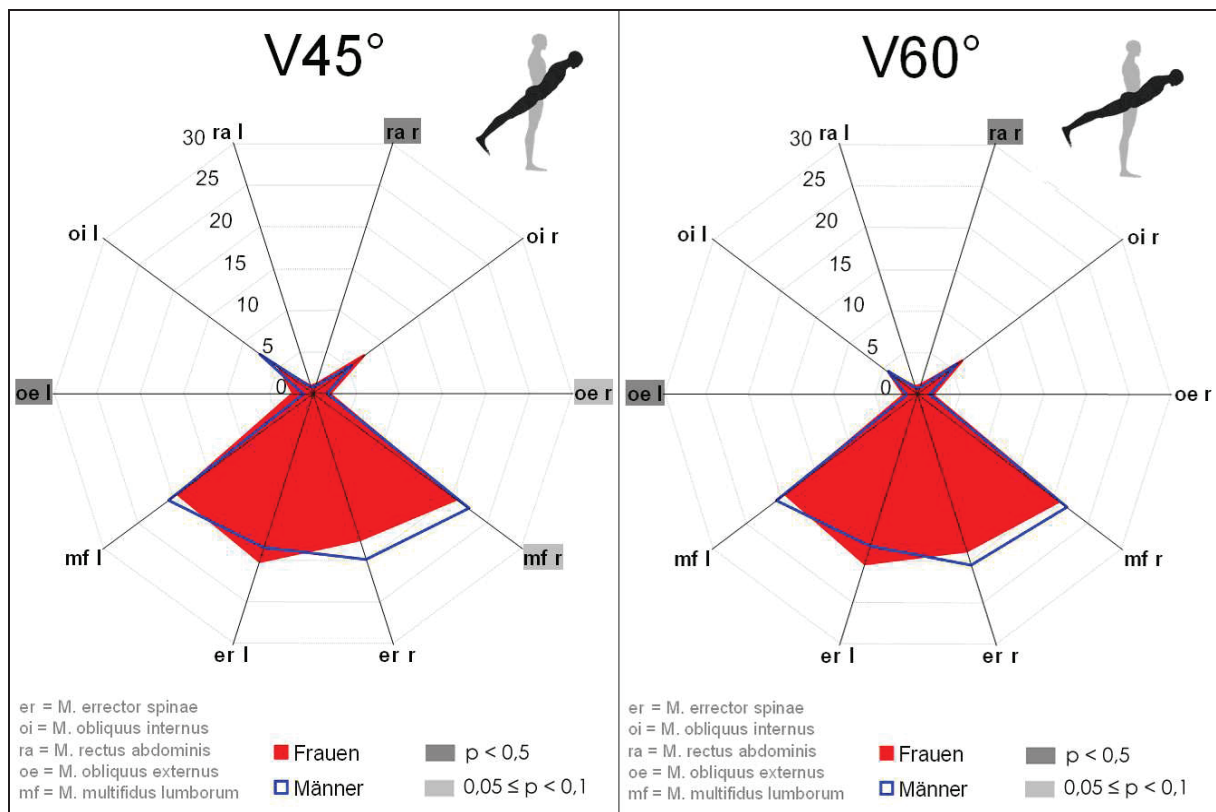


Abbildung 4.3.6 Situationsweise Darstellung der relativen Muskelaktivität (in%), normiert auf die in dieser Situation vorkommende myoelektrische Gesamtaktivität für Männer (blau) und Frauen (rot). Muskeln, deren Messwerte signifikante Unterschiede aufweisen, sind für $p < 0,05$ dunkelgrau und für $0,1 \geq p \geq 0,05$ hellgrau unterlegt.

Für die Situationen V 45 und V 60 zeigen sich in den Aktivitätsverteilungen nur marginale Unterschiede zwischen Männern und Frauen. Der relative Aktivitätsanteil der Bauchmuskulatur sinkt auf ein Minimum, da diese Beanspruchungen die Rückenmuskulatur und die Bauchmuskulatur lediglich eine antagonistische Koaktivierung aufzeigt. Rechtsseitig lässt sich auch hier eine höhere Aktivität für die Rückenmuskeln der Männer zeigen bei V45 erreicht dieser Unterschied für den rechtsseitigen mf ein niedriges Signifikanzniveau ($0,1 \geq p \geq 0,05$).

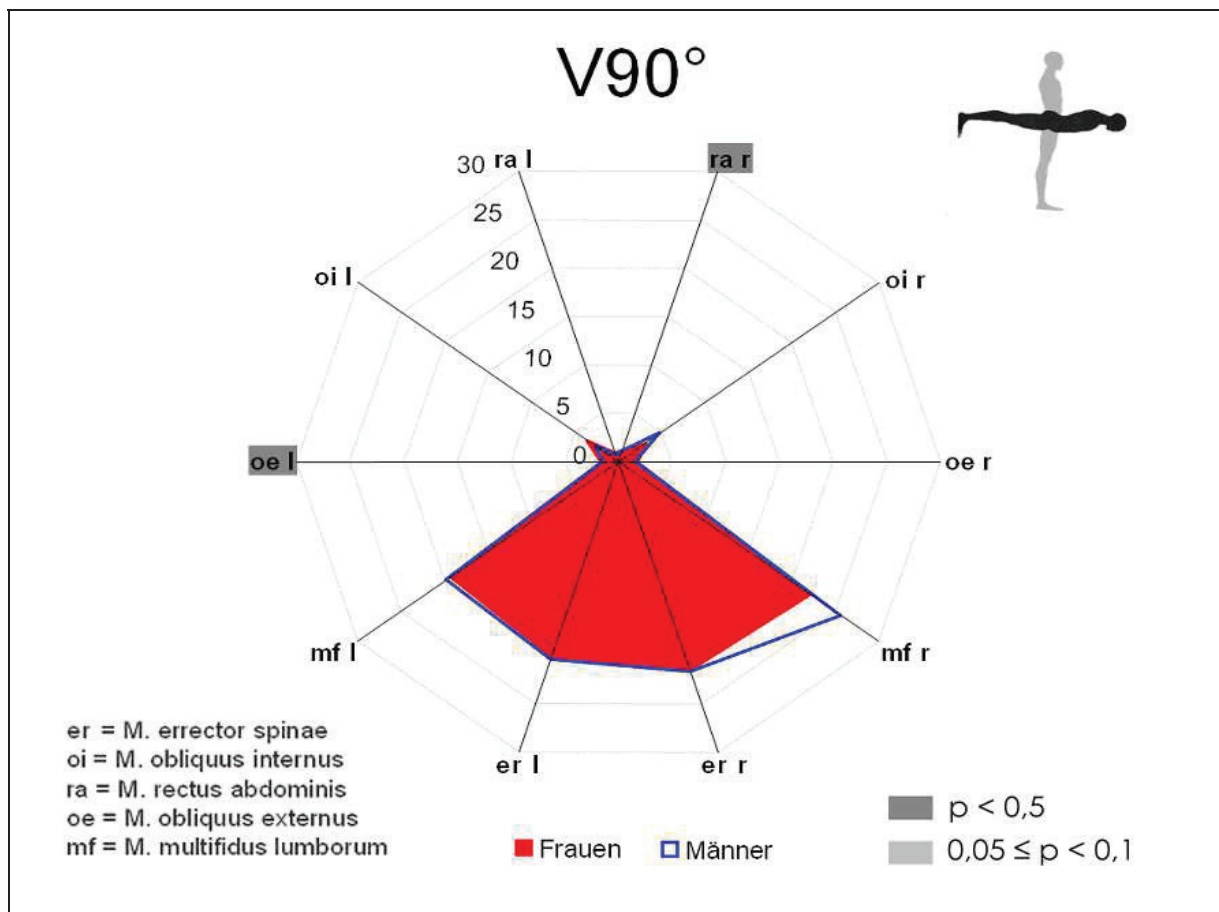


Abbildung 4.3.7 Situationsweise Darstellung der relativen Muskelaktivität (in%), normiert auf die in dieser Situation vorkommende myoelektrische Gesamtaktivität für Männer (blau) und Frauen (rot). Muskeln, deren Messwerte signifikante Unterschiede aufweisen, sind für $p < 0,05$ dunkelgrau und für $0,1 > p \geq 0,05$ hellgrau unterlegt.

Bei nun maximaler Belastung realisieren Frauen und Männer diese Aufgabe mit nahezu identischer Aktivitätsverteilung. Wie in den vorherigen Situationen zeigt sich die Hauptaktivität in den Rückenmuskulatur. Signifikante und gleichzeitig relevante Unterschiede lassen sich nicht darstellen.

Die Rückkippungen (H)

Es werden die Prüfsituationen mit steigendem Kippwinkel nach hinten (Rückkippung) betrachtet.

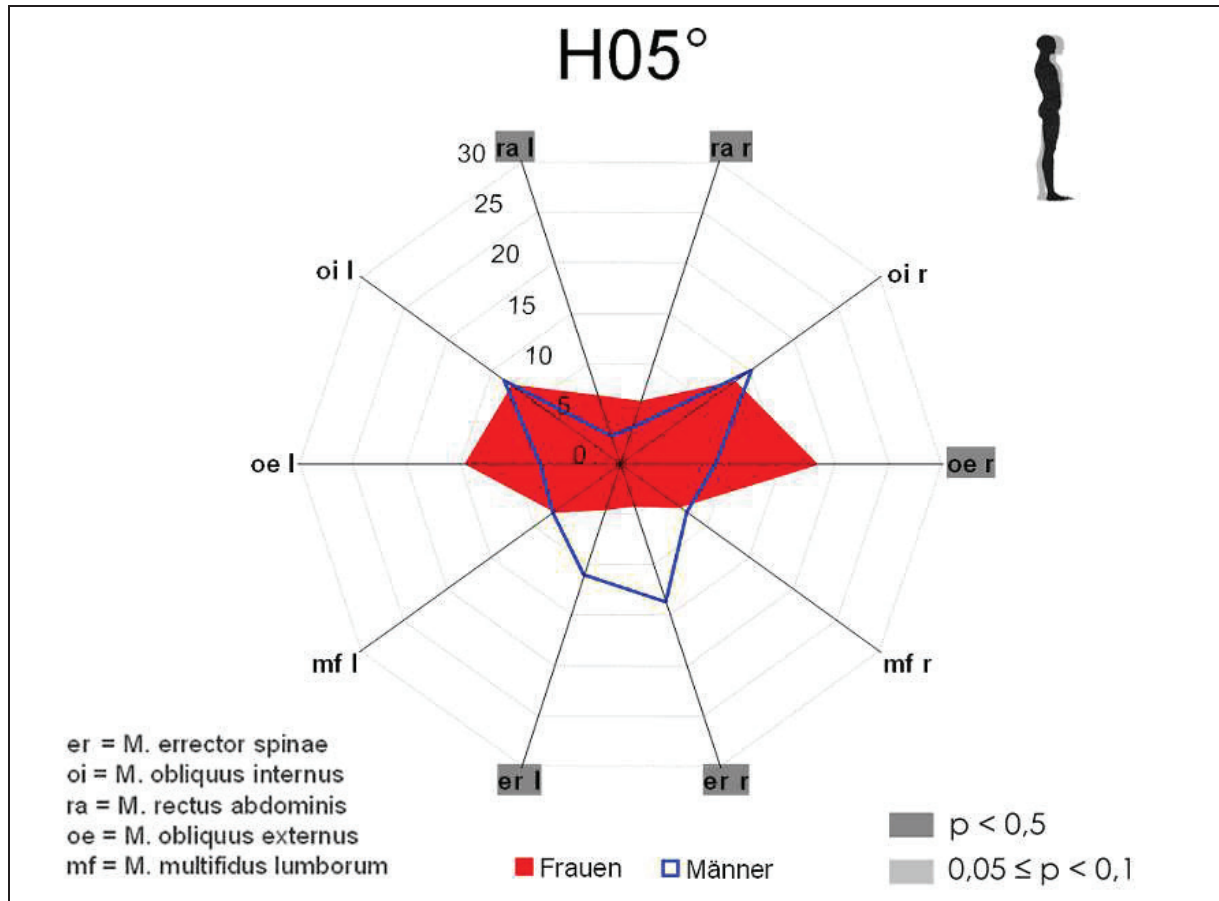


Abbildung 4.3.8 Situationsweise Darstellung der relativen Muskelaktivität (in%), normiert auf die in dieser Situation vorkommende myoelektrische Gesamtaktivität für Männer (blau) und Frauen (rot). Muskeln, deren Messwerte signifikante Unterschiede aufweisen, sind für $p < 0,05$ dunkelgrau und für $0,1 > p \geq 0,05$ hellgrau unterlegt.

In der Kippung um lediglich 5° nach hinten wirken bereits 10 % des bei 90° anliegenden maximalen Drehmoments auf den Probanden. Männern und Frauen verwenden deutlich unterschiedliche muskuläre Aktivitäten bei der Realisierung dieser Prüfsituation. Es zeigen sich für den es bds. sowie den ra bds. signifikante Unterschiede. Bei den Frauen findet man für den ra bds. eine vergleichsweise höhere und für den er bds. geringere Aktivitäten. Weiterhin lassen sich für den rechtsseitigen oe signifikant und für den linksseitigen oe im Trend ein jeweils höheres Aktivitätsniveau für die Frauen nachweisen.

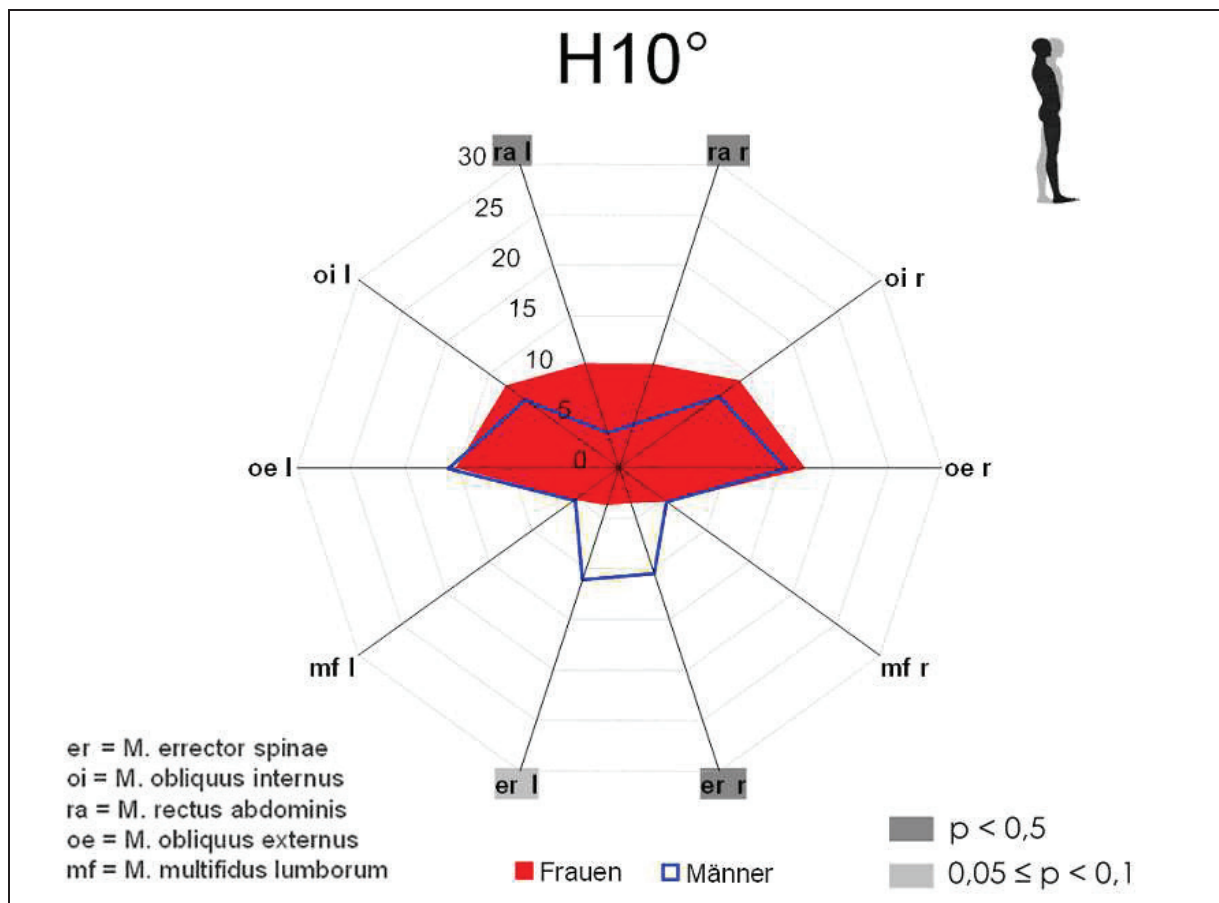


Abbildung 4.3.9 Situationsweise Darstellung der relativen Muskelaktivität (in%), normiert auf die in dieser Situation vorkommende myoelektrische Gesamtaktivität für Männer (blau) und Frauen (rot). Muskeln, deren Messwerte signifikante Unterschiede aufweisen, sind für $p < 0,05$ dunkelgrau und für $0,1 \geq p \geq 0,05$ hellgrau unterlegt.

Bei der Kippung um 10° nach hinten bleiben die signifikanten Unterschiede zwischen den Geschlechtern für den ra und es jeweils bds. weiterhin nachweisbar. Es zeigt sich eine generelle Verlagerung der myoelektrischen Aktivitäten nach ventral mit Ausnahme des er bds. bei den Männern, diese verbleiben auf vergleichsweise hohem Aktivitätsniveau. Die Aktivitätsniveaus für den oe bds. haben sich angeglichen. Bei den Männern zeigt sich bds. eine geringfügig höhere Aktivität für den oi ohne ein Signifikanzniveau von $p < 0,1$ zu erreichen.

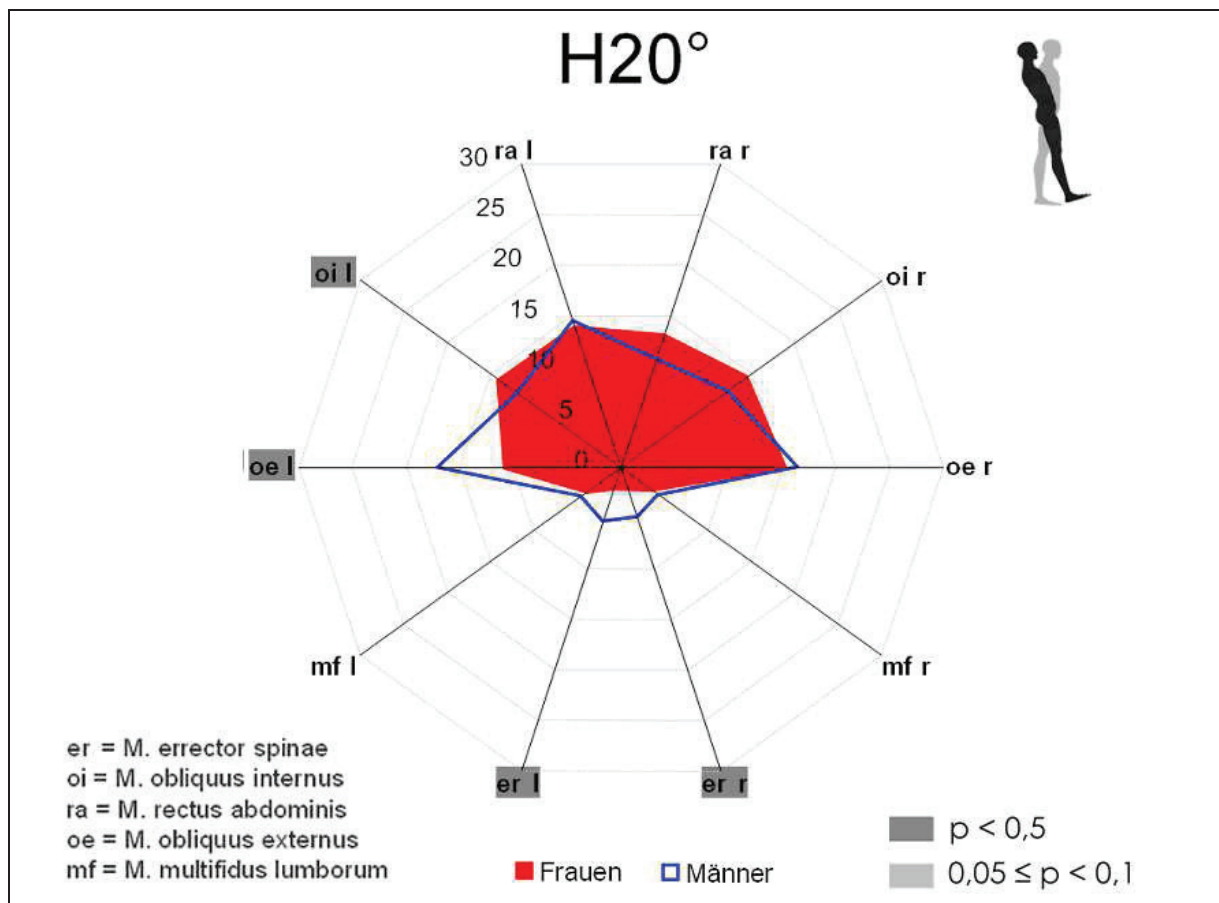


Abbildung 4.3.10 Situationsweise Darstellung der relativen Muskelaktivität (in%), normiert auf die in dieser Situation vorkommende myoelektrische Gesamtaktivität für Männer (blau) und Frauen (rot). Muskeln, deren Messwerte signifikante Unterschiede aufweisen, sind für $p < 0,05$ dunkelgrau und für $0,1 \geq p \geq 0,05$ hellgrau unterlegt.

Der Kippwinkel von 20° wird von Frauen und Männern mit einer erwartungsgemäß höheren relativen Aktivierung der ventralen Muskeln realisiert. Es bleiben jedoch wie in H10° die signifikant höheren Aktivitäten für den er der Männer bds. bestehen. Neu im Vergleich zu H10° lässt sich links eine signifikant höhere Aktivität des oe und geringere Aktivität für den oi bei den Männern nachweisen auf der rechten Seite erreichen diese Trends kein Signifikanzniveau.

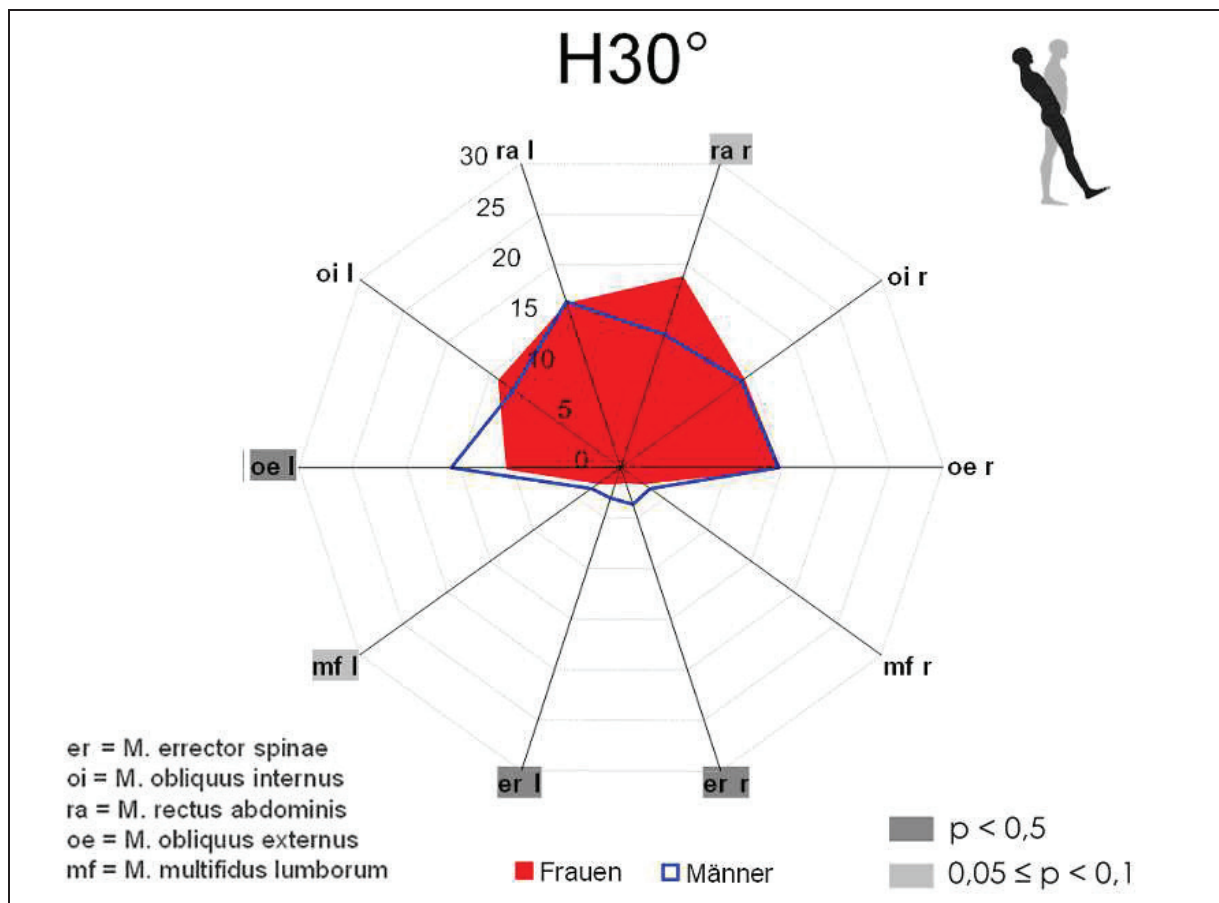


Abbildung 4.3.11 Situationsweise Darstellung der relativen Muskelaktivität (in%), normiert auf die in dieser Situation vorkommende myoelektrische Gesamtaktivität für Männer (blau) und Frauen (rot). Muskeln, deren Messwerte signifikante Unterschiede aufweisen, sind für $p < 0,05$ dunkelgrau und für $0,1 \geq p \geq 0,05$ hellgrau unterlegt.

Der Kippwinkel von 30° entspricht 50% des maximal erreichten Drehmomentes. Hierbei verlagert sich die myoelektrische Aktivität nahezu vollständig nach ventral. Dennoch lässt sich wie auch bei den geringeren Kippwinkeln eine signifikant höhere Aktivität für $p \leq 0,05$ im er bds. für die Männer nachweisen, wenn gleich der Anteil an der Gesamtaktivität sehr gering ist.

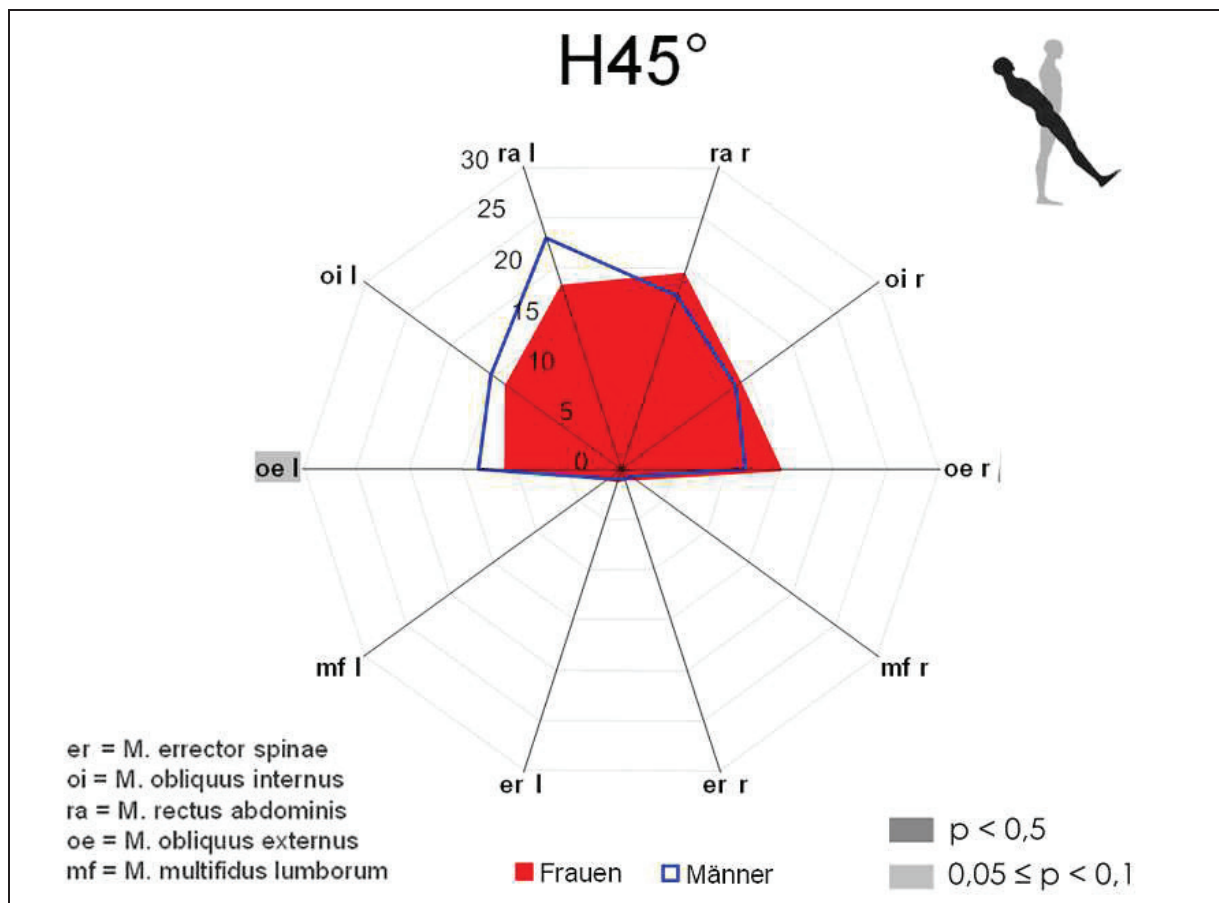


Abbildung 4.3.12 Situationsweise Darstellung der relativen Muskelaktivität (in%), normiert auf die in dieser Situation vorkommende myoelektrische Gesamtaktivität für Männer (blau) und Frauen (rot). Muskeln, deren Messwerte signifikante Unterschiede aufweisen, sind für $p < 0,05$ dunkelgrau und für $0,1 \geq p \geq 0,05$ hellgrau unterlegt.

Bei einem Kippwinkel von 45° zeigt sich der Aktivitätsanteil der ventralen Muskeln zunehmend erhöht. Der gemeinsame Anteil an der myoelektrischen Gesamtaktivität der dorsalen Muskeln liegt in dieser Situation unter 5%, statistisch signifikante Unterschiede zwischen Männern und Frauen lassen sich für den er bds. nicht mehr nachweisen.

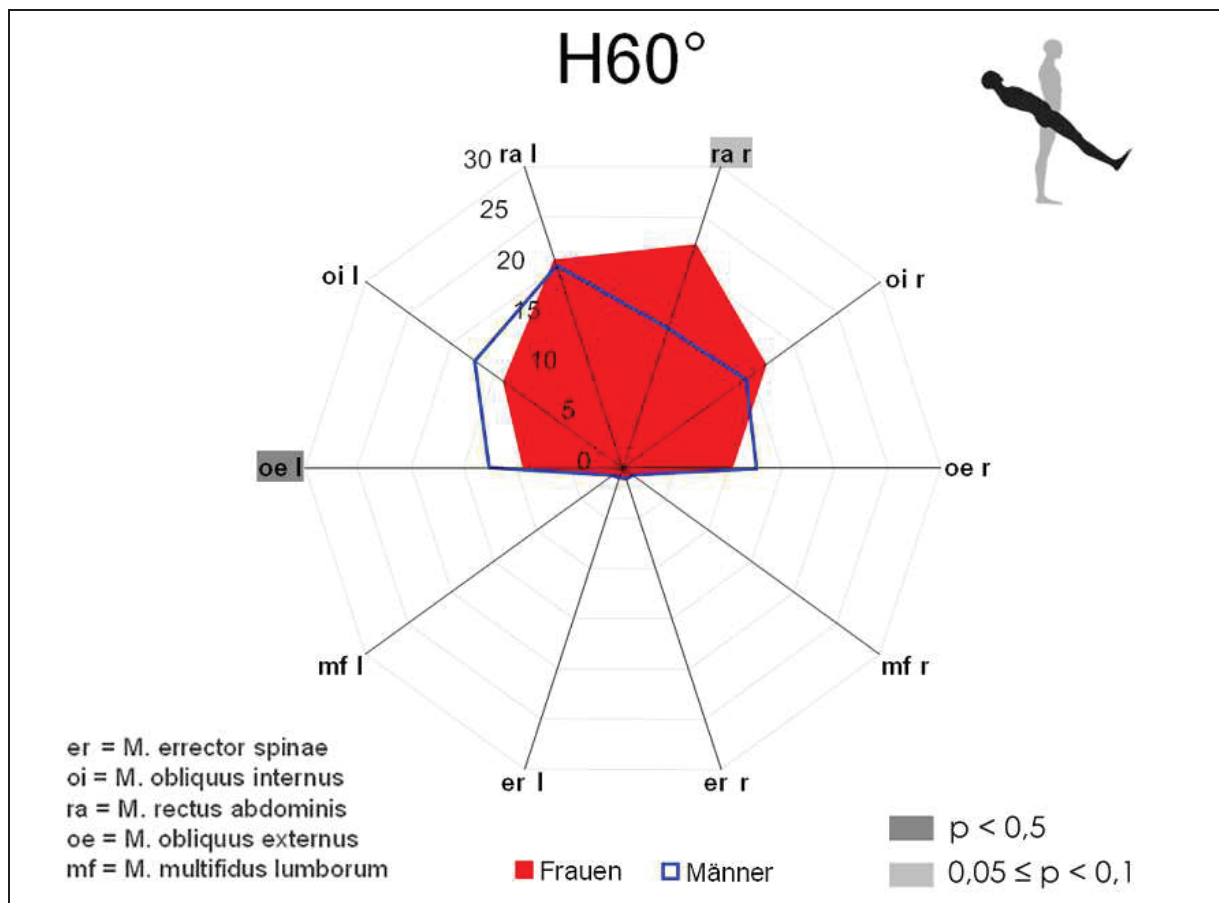


Abbildung 4.3.13 Situationsweise Darstellung der relativen Muskelaktivität (in%), normiert auf die in dieser Situation vorkommende myoelektrische Gesamtaktivität für Männer (blau) und Frauen (rot). Muskeln, deren Messwerte signifikante Unterschiede aufweisen, sind für $p < 0,05$ dunkelgrau und für $0,1 \geq p \geq 0,05$ hellgrau unterlegt.

Für den Kippwinkel von 60° nach hinten zeigen sich die maximalen Aktivitätsanteile für den ra und oi. Bei den Männern zeigt sich eine im Trend anteilig höhere Aktivierung im oe rechts, linksseitig erreicht die höhere Aktivität im oe Signifikanzniveau ($p < 0,05$). Die Aktivitätsanteile in den dorsalen Muskeln sind minimal.

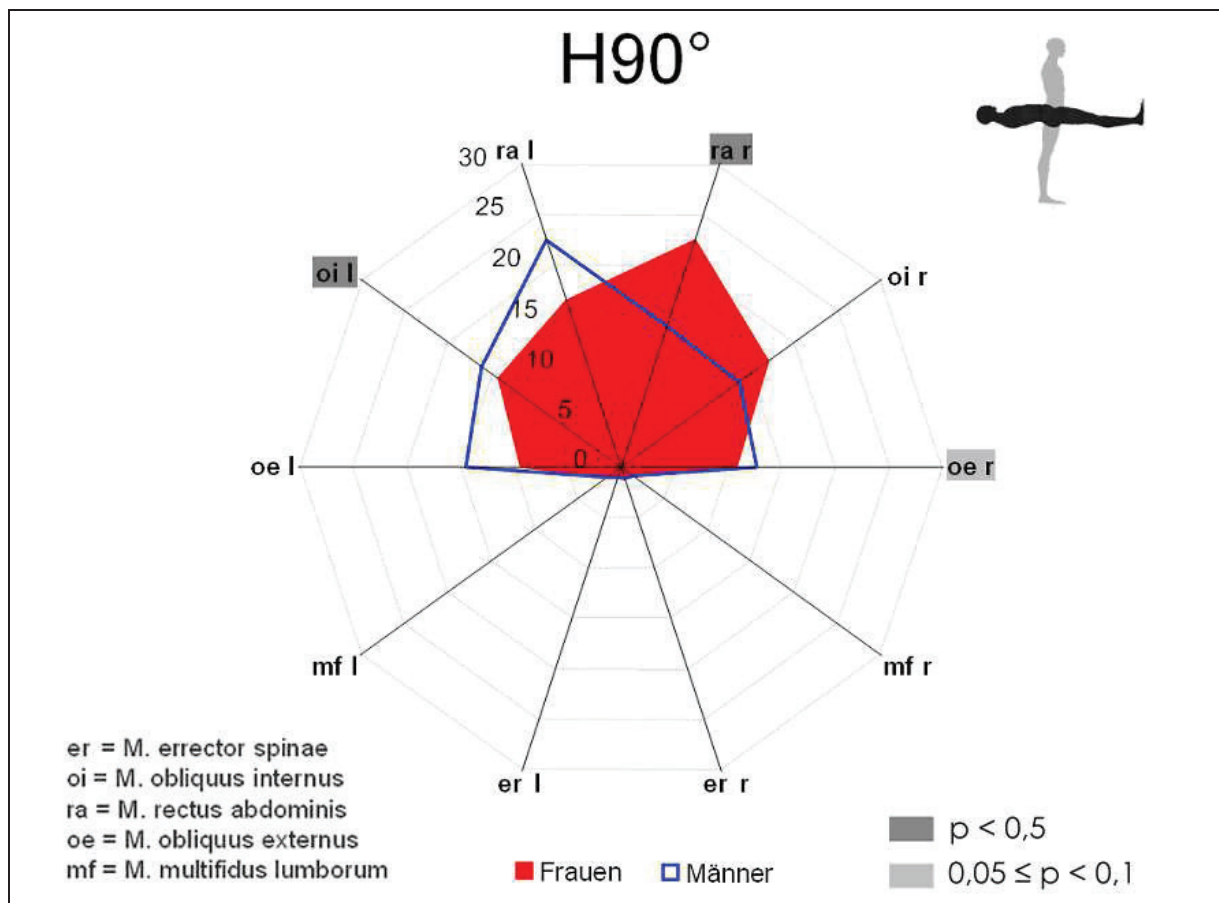


Abbildung 4.3.14 Situationsweise Darstellung der relativen Muskelaktivität (in%), normiert auf die in dieser Situation vorkommende myoelektrische Gesamtaktivität für Männer (blau) und Frauen (rot). Muskeln, deren Messwerte signifikante Unterschiede aufweisen, sind für $p \leq 0,05$ dunkelgrau und für $0,1 \geq p \geq 0,05$ hellgrau unterlegt.

In der maximalen Kippung um 90° nach hinten wird die myoelektrische Gesamtaktivität entlang der Hauptkrafttrichtung maximal nach ventral verlagert. Anteilig signifikant ($0,1 \geq p \geq 0,05$) höhere Aktivität lässt sich rechts für den oe der Männer nachweisen, kontralateral liegt hier lediglich ein Trend vor. Weiterhin zeigen sich bei maximaler Belastung Seitenprävalenzen, die teilweise Signifikanzniveau erreichen.

Seitkippungen

Folgend sind Kippungen in der Frontalebene nach rechts und links bis zu einem maximalen Kippwinkel im Gerät von 45° dargestellt. Die Darstellung erfolgt bei vorliegender longitudinaler, anatomischer Symmetrieachse jeweils im direkten Seitenvergleich für korrespondierende Kippwinkel.

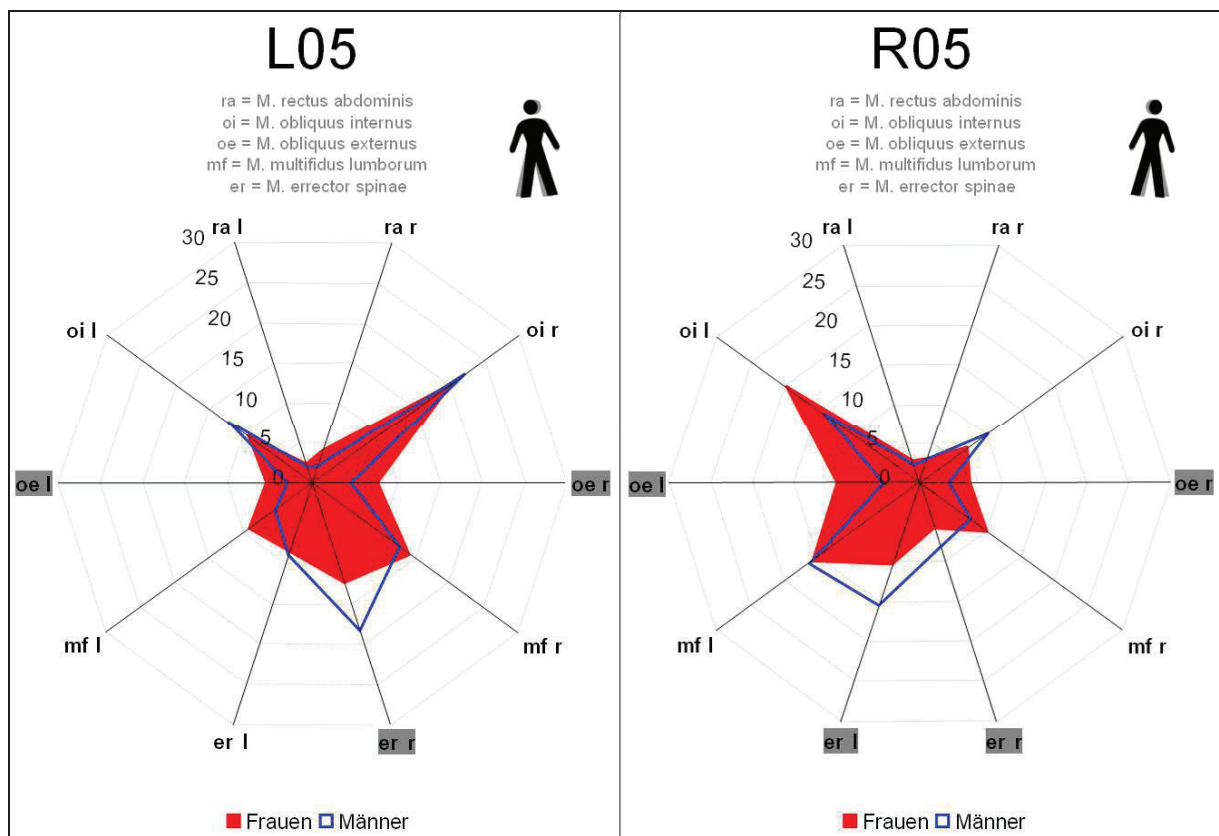


Abbildung 4.3.15 Darstellung der relativen Muskelaktivität (in%) normiert auf die in dieser Situation vorkommende myoelektrische Gesamtaktivität für korrespondierende Kippwinkel der Seitkippungen, für Männer (blau) und Frauen (rot). Muskeln, deren Messwerte signifikante Unterschiede aufweisen, sind für $p < 0,05$ dunkelgrau und für $0,1 \geq p \geq 0,05$ hellgrau unterlegt.

Für den Kippwinkel um 5° zeigen sich für beide Situationen bereits deutlich asymmetrische Aktivierungsverteilungen. Beidseits signifikante Unterschiede ($p < 0,05$) zeigen sich für den oe mit geringerer Aktivität bei den Männern sowie für den zur Kipprichtung kontralateralen er mit signifikant höherer Aktivität bei den Männern. Auffällig hoch ist für die ventralen Muskulatur der Anteil des kontralateral zur Kipprichtung gelegen oi für beide Geschlechter.

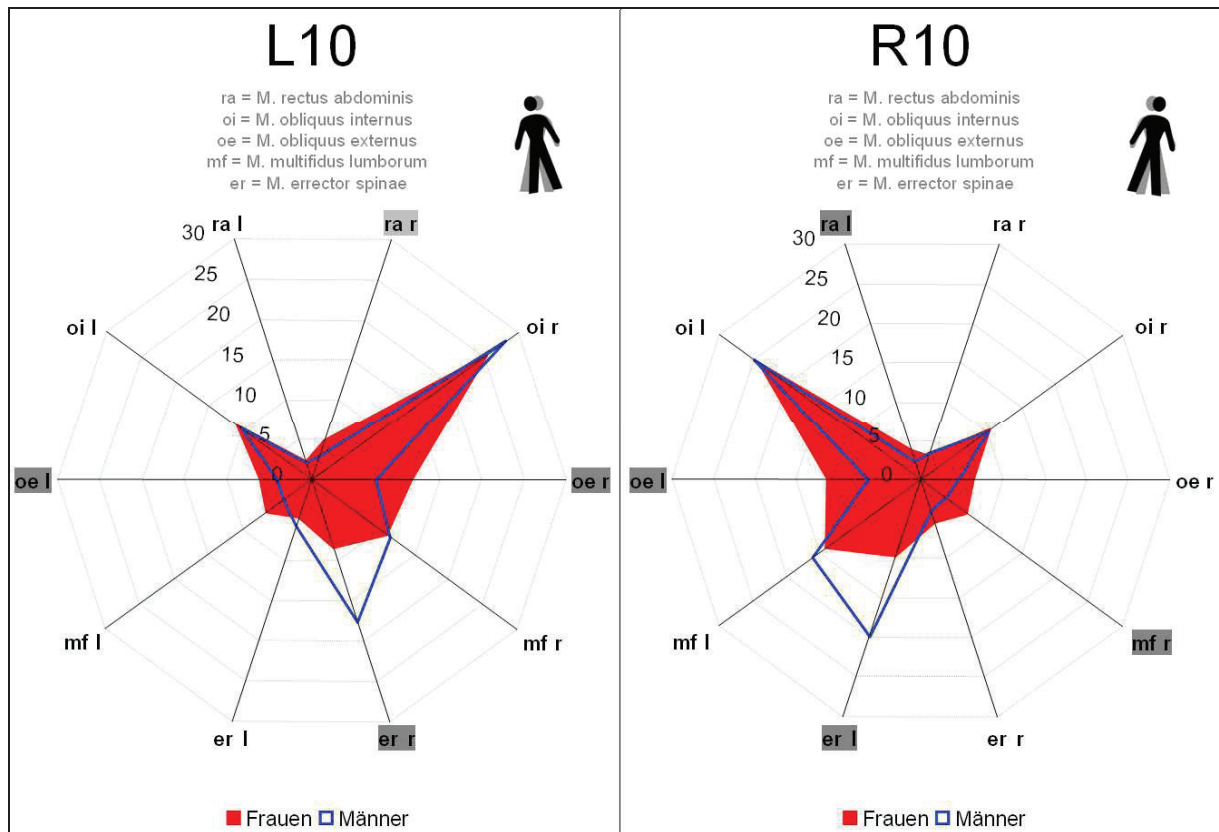


Abbildung 4.3.16 Darstellung der relativen Muskelaktivität (in%) normiert auf die in dieser Situation vorkommende myoelektrische Gesamtaktivität für korrespondierende Kippwinkel der Seitkippen, für Männer (blau) und Frauen (rot). Muskeln, deren Messwerte signifikante Unterschiede aufweisen, sind für $p < 0,05$ dunkelgrau und für $0,1 \geq p \geq 0,05$ hellgrau unterlegt.

Bei einem Kippwinkel von 10° zeigt sich für beide Geschlechter die maximale Aktivität im oi mit 25% der in dieser Situation vorliegenden Gesamtaktivität. Signifikant höhere Aktivitäten zeigen sich für den zur Kipprichtung kontralateralen ra und oe sowie in der Linkskippung für den ipsilateralen oe der Frauen. Der ipsilaterale mf der Frauen erreicht bei der Kippung nach rechts eine signifikant ($p \leq 0,05$) höhere Aktivität, bei der Kippung nach links zeigt sich hier ein Trend. Kontralateral zur Kipprichtung zeigen sich signifikant ($p < 0,05$) geringere Aktivitäten für den er der Frauen.

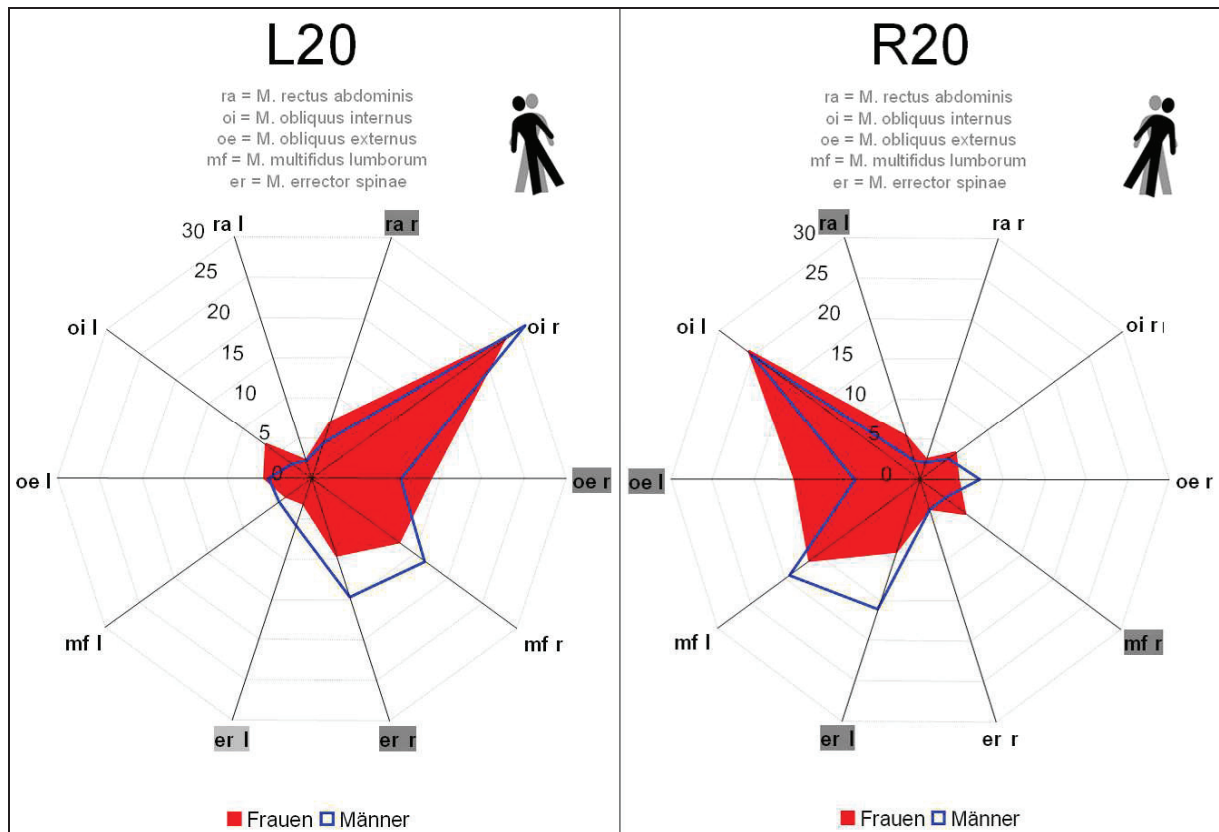


Abbildung 4.3.17 Darstellung der relativen Muskelaktivität (in%) normiert auf die in dieser Situation vorkommende myoelektrische Gesamtaktivität für korrespondierende Kippwinkel der Seitkippen, für Männer (blau) und Frauen (rot). Muskeln, deren Messwerte signifikante Unterschiede aufweisen, sind für $p < 0,05$ dunkelgrau und für $0,1 \geq p \geq 0,05$ hellgrau unterlegt.

Im Vergleich zu den Seitkippen im 10° verlagert sich die Aktivität zunehmend, aus der Hauptkrafttrichtung resultierend, zu den kontralateral der Kipp Richtung gelegenen Muskeln. Der höchste Aktivitätsanteil findet sich unverändert im kontralateralen oi. Auch dieser Kippwinkel wird von den Frauen mit signifikant ($p < 0,05$) geringerer Aktivität im kontralateralen er, in der Linkskippung auch im ipsilateralen er realisiert. Der kontralaterale oe und ra zeigen bei den Frauen signifikant ($p < 0,05$) höhere Aktivitäten.

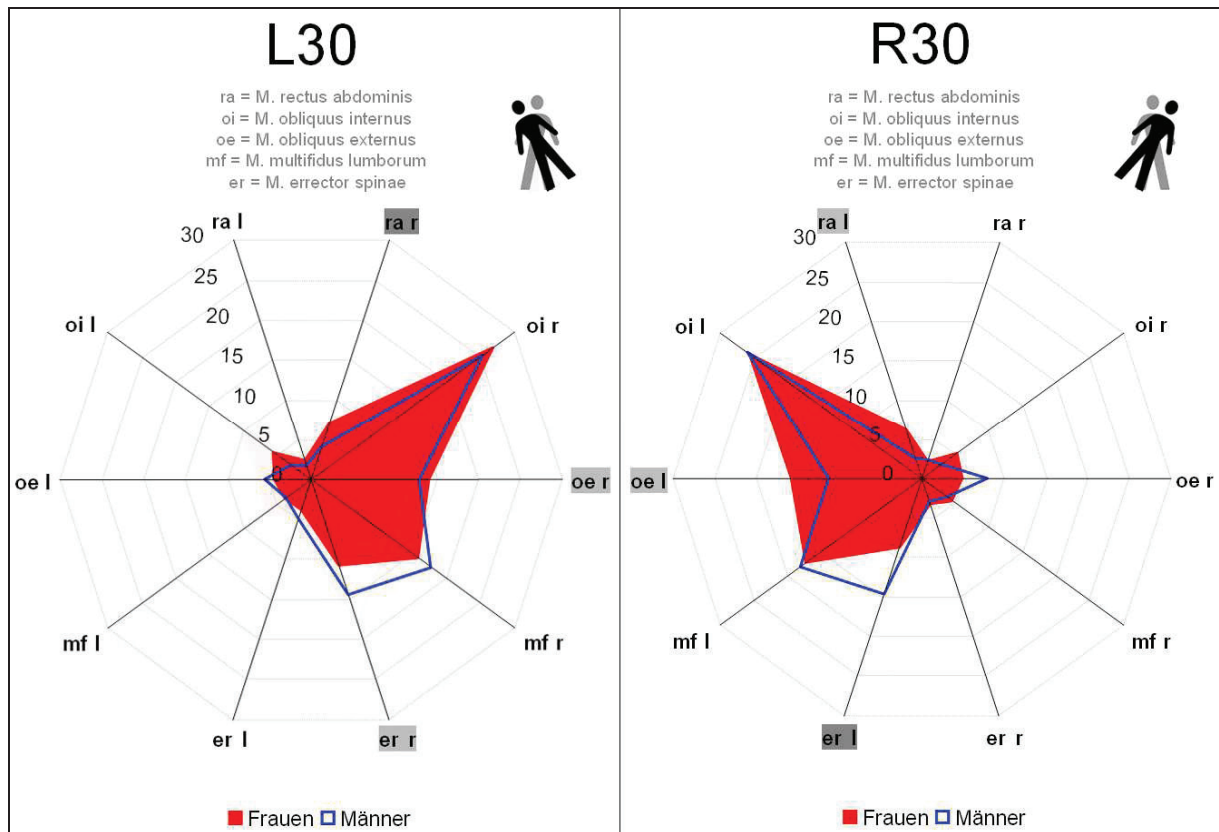


Abbildung 4.3.18 Darstellung der relativen Muskelaktivität (in%) normiert auf die in dieser Situation vorkommende myoelektrische Gesamtaktivität für korrespondierende Kippwinkel der Seitkippungen, für Männer (blau) und Frauen (rot). Muskeln, deren Messwerte signifikante Unterschiede aufweisen, sind für $p < 0,05$ dunkelgrau und für $0,1 \geq p \geq 0,05$ hellgrau unterlegt.

Bei einem Kippwinkel von 30° zeigt sich im Vergleich zu 20° die zunehmende Verlagerung der Gesamtaktivität entsprechend der Hauptkraftrichtung zu den kontralateral der Kipprichtung gelegenen Muskeln. Unverändert lassen sich für die Frauen jeweils kontralateral höhere Aktivitäten für den ra ($p \leq 0,1$) und oe ($0,1 \geq p \geq 0,05$) sowie geringere Aktivität im er ($p \leq 0,1$) nachweisen.

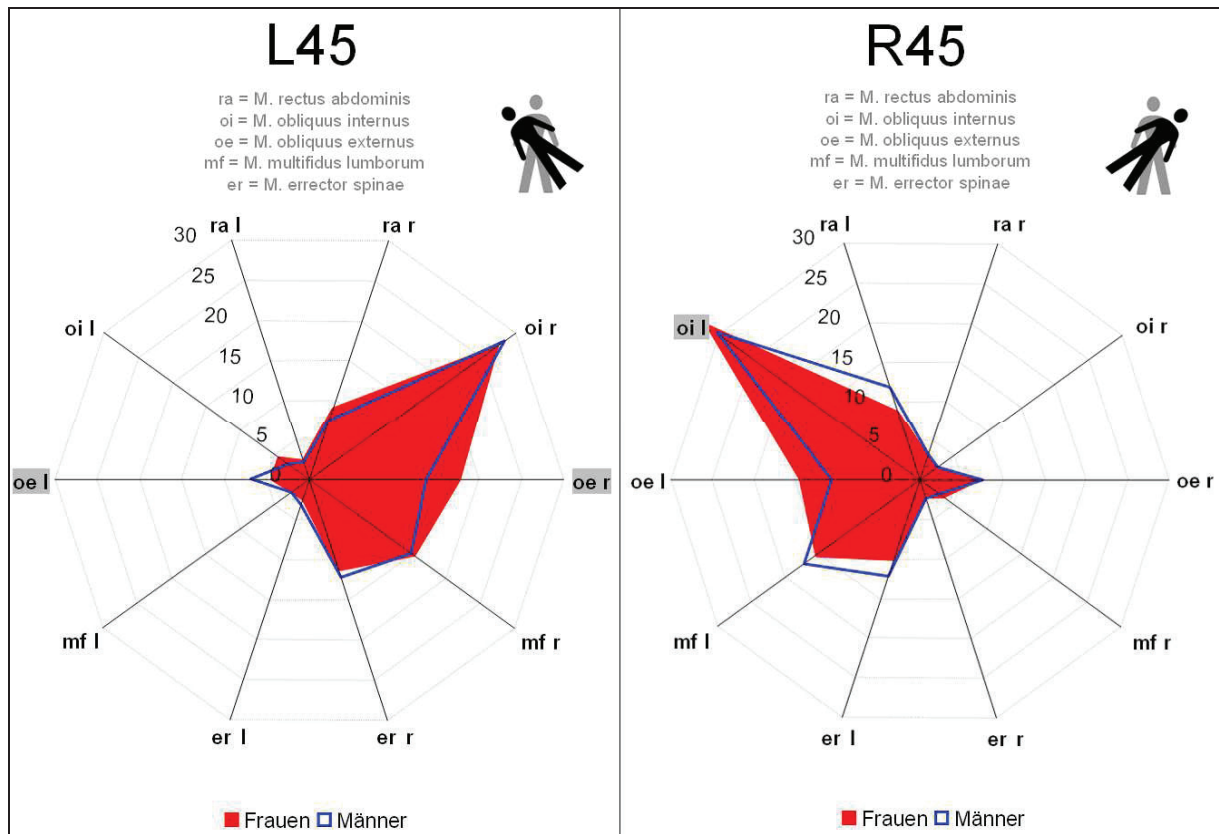


Abbildung 4.3.19 Darstellung der relativen Muskelaktivität (in%) normiert auf die in dieser Situation vorkommende myoelektrische Gesamtaktivität für korrespondierende Kippwinkel der Seitkipprichtungen, für Männer (blau) und Frauen (rot). Muskeln, deren Messwerte signifikante Unterschiede aufweisen, sind für $p < 0,05$ dunkelgrau und für $0,1 \geq p \geq 0,05$ hellgrau unterlegt.

Bei einem Kippwinkel von 45° zeigt sich die höchste Aktivität in den kontralateral der Kipprichtung gelegenen Muskeln. Unverändert zu den Situationen mit geringeren Kippwinkeln wird diese Situation von beiden Geschlechtern vor allem durch eine sehr hohe Aktivität im kontralateral der Kipprichtung gelegenen oi realisiert.

5. DISKUSSION

5.1. *Reliabilitätsanalyse*

Das Studiendesign wurde zunächst mittels zweier Untersuchungstage im Abstand von einer Woche darauf ausgelegt, zu überprüfen ob und in welchem Maß das Trainingsgerät „Centaur“ der Firma BFMC reproduzierbare Beanspruchungen der untersuchten Muskeln auslöst. Dazu wurden die Untersuchungsergebnisse innerhalb eines Tages (Intrasession) sowie die Ergebnisse im Abstand von einer Woche (Intersession) mittels Korrelationskoeffizienten auf ihre Reliabilität geprüft.

In der Darstellung der Ergebnisse konnte für die Intrasessionreliabilität gezeigt werden, dass an beiden Untersuchungstagen für die jeweils in Hauptkraftrichtung arbeitenden Muskeln hohe Reliabilitätswerte erreicht wurden. So wurde nachgewiesen, dass sich innerhalb eines Tages durch das Gerät nahezu identische Beanspruchungen reproduzieren lassen.

Für die Intersessionreliabilität nach einer Woche konnten ausreichend bis zufriedenstellende Werte in der Reliabilitätsanalyse erzielt werden.

Das im Vergleich zur Intrasessionreliabilität durchweg geringere Reliabilitätsniveau war grundsätzlich zu erwarten. Bei Einsatz identischer Messtechnik und dauerhafter Markierung der Elektrodenposition scheint ein systematischer Fehler wenig wahrscheinlich. Eine mögliche Erklärung ist ein Lerneffekt bzw. Antizipation des Probanden. Bei der koordinativ sehr anspruchsvollen Aufgabenstellung im Gerät wird diese zunächst motorisch weniger ökonomisch ausgeführt. Mit zunehmender Anzahl an Wiederholungen ist von einer motorisch-koordinativ effizienteren Realisierung der Aufgabenstellung auszugehen (Carson und Riek 2001).

Eine weitere mögliche Störgröße lag bei der zum Untersuchungszeitpunkt vorliegenden Gerätekonfiguration. Es fehlte eine technische Kontrolle der Rumpfposition des Probanden im Gerät, diese fand zum Versuchszeitpunkt rein visuell durch den Versuchsleiter statt. Nach Durchführung der vorliegenden Studie wurden zwei technische Möglichkeiten zur Positionskontrolle am Gerät nachgerüstet. Zum einen gibt es nun einen Kraftmessaufsatz, zum anderen einen berührungsfrei arbeitenden Positionierungsaufsatz. Mit beiden Hilfsmitteln ist es nun möglich die Positionierung des Probanden in Gerät zu objektiv zu kontrollieren. Somit kann für folgende Untersuchungen von einer geringeren störenden Beeinflussung der

Messergebnisse durch kleinere, unbemerkte Lageveränderungen des Probanden ausgegangen werden. Dies müsste folglich eine weitere Zunahme der Reliabilität bedingen.

Insbesondere im Hinblick auf die Akquisition von Messwerten aus einem biologischen System mit entsprechend zu erwartender Schwankungsbreite ist auch in der untersuchten Konfiguration ein ausreichend reliabler Einsatz des Gerätes bewiesen.

5.2. Aktivitätscharakteristik der untersuchten Rumpfmuskeln: Amplituden-Kraft-Zusammenhang

Die Auswertung des Friedman Tests ergab für Belastungen von Muskeln in Hauptkraftrichtung zum einen erwartungsgemäß stetige Anstiege der Rangzahlen bei zusätzlich nahezu durchweg ganzzahligen Rangzahlen als statistisches Gütekriterium. Es wurde somit bewiesen, dass sehr fein graduierte Belastungen auch gezielt auf bestimmte Muskelgruppen durch das verwendete Gerät provoziert werden können.

Insbesondere für die Rückenmuskulatur konnten bei zunehmenden Kippwinkeln bzw. resultierenden Drehmomenten nahezu exakt lineare Amplitudenanstiege mit zunehmender Belastung nachgewiesen werden. Dieses Charakteristikum ist am ehesten auf die phylogenetische Entwicklung der Rückenmuskulatur als „Antischwerkraftmuskulatur“ sowie die Faserzusammensetzung bei unterschiedlich phasisch-tonischen Anteilen im Vergleich zur Bauchmuskulatur zurück zu führen (Anders et al. 2008).

Im Gegensatz dazu wiesen die untersuchten Bauchmuskeln ein deutlich davon abweichendes Verhalten mit einem nichtlinearen, andeutungsweise exponentiellen Anstieg der Amplitudenwerte bei identischen Lastanstiegen auf. In diesem Zusammenhang muss bemerkt werden, dass das Anstrengungsempfinden der Probanden zwischen Vor- und Rückkipfung erheblich variierte. Insbesondere die untersuchten Frauen gaben an, nahezu im Bereich der maximal möglichen Kraftanstrengung gearbeitet zu haben, wenn etwa 60° Rückkipfung erreicht war. Dieser Effekt war bei den untersuchten Männern nicht so stark ausgeprägt, wurde aber spätestens bei 90° angegeben. Somit ist für beide Geschlechter ein deutlich höheres Beanspruchungsniveau der Bauchmuskulatur im Vergleich zur

Rückenmuskulatur zu konstatieren. Dies deckt sich auch mit den vorliegenden Befunden aus der Literatur, in denen ebenfalls höhere Kraftwerte für die Rumpfextension im Vergleich zur -flexion nachwiesen werden konnten (Keller und Roy 2002). Das unterschiedliche Beanspruchungsniveau hat nach Solomonow (Solomonow et al. 1990) durchaus Einfluss auf den Amplituden-Kraft-Zusammenhang von Muskeln in EMG-Untersuchungen und kann somit als Erklärung für die beobachteten unterschiedlichen Charakteristika dienen.

Neben den erwähnten Charakteristika im Verlauf der Amplitudenanstiege fiel als eine weitere Besonderheit die deutlich höhere Streuung der Messwerte der Bauchmuskulatur im Vergleich zur Streuung der Messwerte der Rückenmuskulatur auf. (Vergl. von Abb. 4.2.2. versus Abb. 4.2.3.)

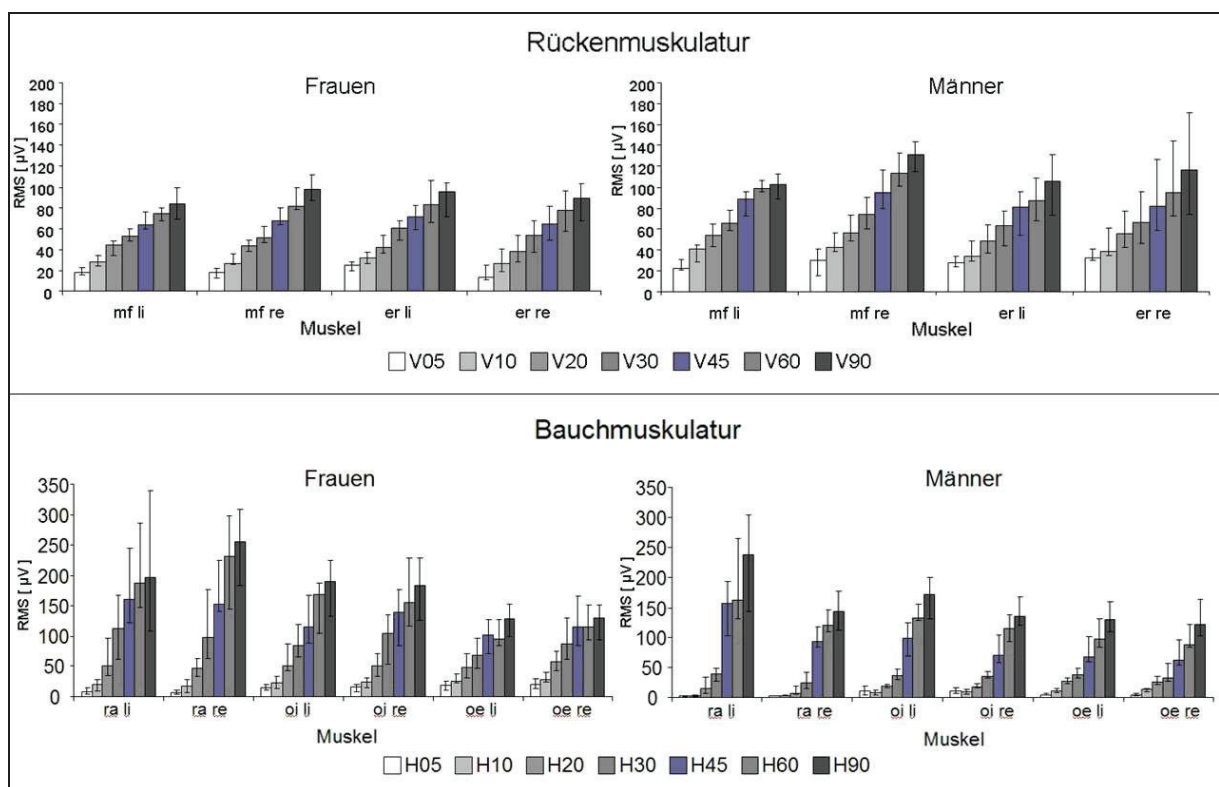


Abbildung 5.2.1 Direkter Vergleich der Messwerte für Bauch- und Rückenmuskulatur sowie der jeweils zugehörigen Streuung der Messwerte bei Belastung in Hauptkraftrichtung.

Für diesen Effekt kommen mehrere mögliche Erklärungen in Frage:

1) Ursächlich könnte die unterschiedliche Biomechanik der betrachteten Muskeln sein. So verläuft die Bauchmuskulatur in deutlich größerem Abstand zum Achsenskelett. Sie hat somit einen deutlich besseren Hebel im Kraftansatz. Im Gegensatz dazu verlaufen die untersuchten Rückenmuskeln unmittelbar paravertebral. Sie haben also einen deutlich schlechteren Hebel für den Kraftansatz (Bühren und Josten 2012).

Wirkt eine destabilisierende Kraft auf den Körper, welche kompensiert werden muss (Untersuchungsaufgabe) oder soll eine Bewegung initiiert werden, bedingt der größere Abstand der Bauchmuskulatur zur Wirbelsäule eine größere Variabilität in der Übungsausführung. Weiterhin führen kleinere Längenänderungen im Bereich der Bauchmuskulatur zu einem deutlich geringeren posturalen Effekt. Sie könnten so vom Versuchsleiter bei rein visueller Kontrolle unbemerkt geblieben sein.

Der Umfang der Reaktionsmöglichkeiten und die daraus resultierenden geringeren Varianzen im Bereich der Rückenmuskulatur sind hingegen durch die vorgegebene Anatomie bzw. Biomechanik deutlich geringer. Dies konnte in den Messergebnissen durch eine geringere der Streuung der Amplitudenwerte sowie durch einen stetigen, nahezu linearen Amplitudenanstieg bei zunehmender Belastung im Bereich der Rückenmuskulatur bestätigt werden (Anders et al. 2008).

2) Eine weitere Erklärung könnte, mit Ausnahme des M. rectus abdominis, die sehr variable Faserverlaufsrichtung der Bauchmuskulatur sein (Urquhart et al. 2005). Aus ihr resultiert eine funktionelle Redundanz. Somit können durchaus individuelle Strategien in der Umsetzung einer Aufgabe eingesetzt werden, die sich in einer höheren Streuung der Messwerte widerspiegeln. Die paravertebrale Muskulatur hingegen verläuft intersegmental als auch global nahezu streng kraniokaudal orientiert. Dies bedingt eine gleichsinnige Reaktion bei Belastung und daraus resultierend die geringe Streuung der Messwerte.

3) Bei teils unterschiedlicher physischer Fitness der Probanden führte die Aufgabenstellung in maximaler Rückkipfung viele Probanden an die Grenze ihrer Belastbarkeit und konnte nur unter maximaler Anstrengung realisiert werden. Hingegen wurden die Kippungen nach vorn auch im Maximalbereich von allen Probanden gut toleriert und konnten ohne nennenswerten Belastungstremor umgesetzt werden. Es ist also davon auszugehen, dass trotz fehlendem Beweis

durch einen Maximalkraft-Test (MVC) die Bauchmuskulatur bei vielen Probanden in Hauptkraftrichtung maximal beansprucht wurde, während die Rückenmuskulatur unter submaximaler Beanspruchung in Hauptkraftrichtung arbeitet. Damit lassen sich am ehesten die regelhaft stetigen Anstiege der EMG-Aktivitäten der Rückenmuskulatur erklären. Die Bauchmuskulatur arbeitete bei teils maximaler Belastung somit im Bereich der Endprogression der EMG-Aktivität. Es lassen sich somit die höheren Streuungen sowie die teils unstetigen Amplitudenanstiege erklären. Diese teils physiologische Dysbalance zwischen Bauch- und Rückenmuskulatur ist der Rolle der Rückenmuskulatur als „Antischwerkraftmuskulatur“ geschuldet. Gehäuft finden sich jedoch pathologische Dysbalancen bei Patienten mit chronisch unspezifischem Rückenschmerz (Pongratz und Spath 2001, Yahia et al. 2011) insbesondere mit Dysbalancen im Verhältnis zwischen Flexoren und Extensoren (Lee et al. 1999).

4) Eine zunächst augenscheinlich vermutete, höhere interindividuelle Varianz zwischen abdominalem und dorsalem subkutanen Fettgewebe und die damit verbundenen Impedanzunterschiede, wurden durch anthropometrische Daten widerlegt und scheiden als eine mögliche Erklärung aus (Möller et al. 2000). So konnte durch Möller et al. gezeigt werden, dass sowohl die absolute Dicke des Subkutangewebes, als auch die Varianzen der Dicke für die kaudale Bauch- und Rückenmuskulatur in einer gesunden Population nahezu identisch sind.

5.3. Aktivitätscharakteristik der untersuchten Rumpfmuskeln: intermuskuläre Koordination

Für die Betrachtung der Koordination sind besonders Situationen mit geringem Beanspruchungsniveau interessant, da sie bei vorliegender funktioneller Redundanz der Rumpfmuskulatur unterschiedliche Strategien bei der Realisierung dieser Aufgaben erlauben. So zeigen sich in allen vier Kipprichtungen signifikante Unterschiede in der anteiligen Verwendung einzelner Muskeln bei niedrigen Kippwinkeln.

Um diesen Aspekt darzustellen, wurden in den Ergebnissen koordinative Muster innerhalb einzelner Situationen betrachtet. In den Darstellungen wurde die Aktivität der einzelnen Muskeln zunächst normiert auf das für den jeweiligen Muskel vorkommende Maximum und folgend der relative Anteil an der in der Situation vorkommenden Gesamtaktivität abgetragen. Damit wurden die unterschiedlichen Amplitudenniveaus der einzelnen Muskeln ausgeglichen und es wurde möglich geschlechtsspezifische Unterschiede abzugrenzen.

Für die Vorkippung fiel bei niedrigen Kippwinkeln eine signifikant höhere Aktivität im oe der Männer sowie im ra der Frauen auf, während in der Rückkippung bei niedrigen Kippwinkeln eine signifikant höhere Aktivität im er der Männer und im ra der Frauen aufgezeigt werden konnte.

In den Seitkippsungen konnten ebenfalls Besonderheiten in der anteiligen Nutzung einzelner Muskeln zwischen den beiden Geschlechtern aufgezeigt werden. In den Situationen mit geringer Beanspruchung zwischen 5° und 20° konnten statistische signifikante Unterschiede ($p < 0,05$) nachgewiesen werden. So realisierten die Frauen diese Kippwinkel bzw. Situationen mit signifikant ($p < 0,05$) geringerer Aktivität im er sowie signifikant ($p < 0,05$) höherer Aktivität im oe für den jeweils von der Kipprichtung abgewandten Muskel.

Diese geschlechtsspezifischen Strategien lassen sich bei höheren Kippwinkeln zunehmend nicht mehr nachweisen. Sie weichen am ehesten einer biomechanisch bedingten Funktionsspezifität bei höherer Beanspruchung.

Somit konnte nachgewiesen werden, dass beide Geschlechter in allen vier Kipprichtungen voneinander abweichende koordinative Muster verwenden, um mit der gleichen Muskulatur jeweils definierte, statische Aufgaben zu realisieren.

Erklären lässt sich dies möglicherweise durch anthropometrische Unterschiede zwischen Männern und Frauen. So gibt es deutliche Unterschiede in Körpermaßen und Muskelverteilung. Männer haben einen deutlich höheren relativen Anteil an Oberkörpermuskulatur, eine höhere Oberkörpermasse, eine absolut und relativ

größere Oberkörperlänge sowie ein schmaleres Becken und eine größere untere Thoraxapertur im Vergleich zu Frauen (Greil 2001, Denner, 1998 #230).

Dadurch ergeben sich für beide Geschlechter zum einen gering unterschiedliche Faserverlaufsrichtungen zum anderen unterschiedliche, von der Rumpfmuskulatur zu kompensierende Beanspruchungen.

Für die signifikant differierenden Faserverlaufsrichtungen der Bauchmuskulatur (Moga et al. 1993) sind vor allem die genannten Unterschiede in Beckenbreite und Oberkörperlänge maßgeblich. Da sowohl in den Elektrodenpositionen als auch in der Ausrichtung der bipolaren Ableitungen diese Unterschiede in Anatomie und Orientierung nicht berücksichtigt werden, ist von einem relevanten Einfluss auf die gemessenen Summenaktionspotentiale bzw. deren Vektoren auszugehen.

Die unterschiedlichen Beanspruchungen resultieren im Wesentlichen aus den Unterschieden in Oberkörpermasse und -länge, da das resultierende Drehmoment aus der Gewichtskraft und dem Abstand zur Drehachse resultiert.

Weiter fiel für die Seitkippen im Verlauf der Aktivierung der beiden schrägen Bauchmuskeln oi und oe eine Besonderheit auf. So zeigte der ipsi- und kontralateral zur Kipprichtung gelegene oe jeweils erwartungsgemäß eine kontinuierliche Steigerung der Aktivität mit zunehmenden Kippwinkeln. Für den jeweils ipsilateral zur Kipprichtung gelegenen oi zeigten sich in Neutralstellung zunächst vergleichsweise hohe Amplituden, diese nahmen dann mit zunehmendem Kippwinkel zunächst ab und stiegen nach Durchschreiten eines unteren Wendepunktes bei 20° bei höheren Kippwinkeln wieder an. Insgesamt blieben die Amplituden des oi auf mittlerem bis niedrigem Amplitudenniveau. Dieser Effekt konnte für beide Geschlechter nachgewiesen werden. Das für den oi auf das vorkommende Maximum normierte Niveau der Aktivierung zeigt keine signifikanten Unterschiede zwischen den Geschlechtern.

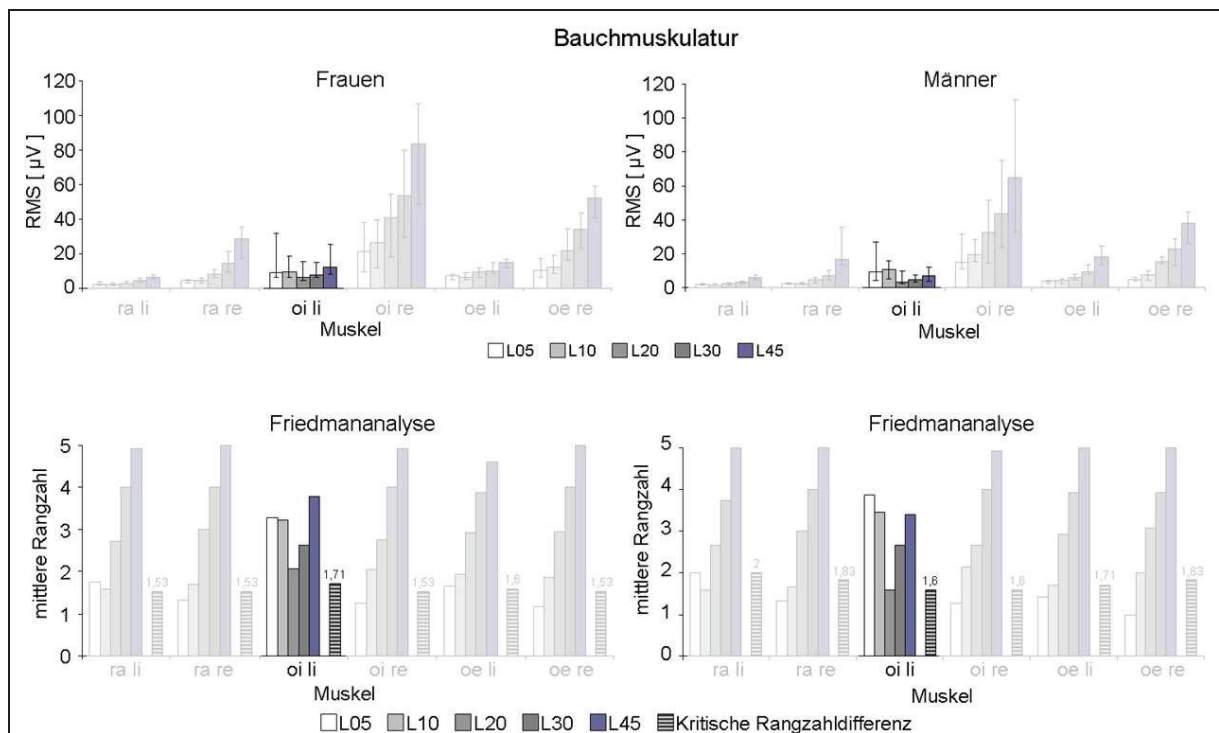


Abbildung 5.3.1 Amplitudenverlauf und darunter zugehörige Friedmananalyse des oi links und der übrigen Bauchmuskeln (transparent) bei Seitneigung nach links

Weiterhin fiel auf, dass für den oi sowohl kontra- als auch ipsilateral zur Kipprichtung eine recht hohe Streuung der Messwerte vorliegt. Bei dem vorliegenden Stichprobenumfang gelang der Nachweis einer signifikant geringeren EMG-Aktivität ($p < 0,05$) bei höheren Kippwinkeln des ipsilateral gelegenen oi für die Männer. Für die Frauen konnte dies als Trend bei einem Kippwinkel von 5 Grad versus 20 Grad (Friedman-Test) gezeigt werden.

Der ipsilaterale oi zeigt damit offensichtlich eine deutliche, koordinativ regulierende Funktion in der posturalen Kontrolle, die ihr Minimum bei einem Kippwinkel von 20° erreicht. Dieses Minimum bei 20° lässt sich funktionell am ehesten durch ein lagebedingtes Überschreiten eines biomechanischen „Totpunktes“ erklären, bei dem nur ein minimaler Tonus zur Realisierung der Situation nötig ist.

Mit folgend zunehmender Belastung kommt es wie bei den übrigen untersuchten Muskeln zu einem Amplitudenanstieg. Somit weichen diese individuellen Charakteristika zwangsläufig einer Funktionsspezifität. Dies deutet sich in den Messwerten der Seitneigung für 45° bereits an, höhere Kippwinkel wurden in der Frontalebene nicht untersucht, da sie zunächst für die Probanden nicht tolerabel schienen.

Somit zeigt insbesondere der ipsilateral zur Kipprichtung gelegene oi Auffälligkeiten in Streuung, Amplitudenverlauf und geschlechtsspezifischer Verwendung.

Mögliche Erklärungen hierfür lassen sich am ehesten in Zusammenschau der anatomischen, physiologischen, biomechanischen und messtechnischen Besonderheiten für den oi finden:

Die genaue Funktionsweise der Bauchmuskulatur in Bezug auf die posturale Kontrolle ist noch immer unklar und wurde in der Vergangenheit mehrfach untersucht. In den Standardwerken der Anatomie werden dem oi dem Faserverlauf entsprechend folgende Funktionen zugerechnet (Fanghänel et al. 2009, Schiebler et al. 1995):

- 1) Bei lediglich einseitiger Kontraktion: ipsilaterale Seitbeuge
- 2) Bei beidseitiger Kontraktion: Anteflektion des Rumpfes
- 3) Beteiligung an Bauchpresse sowie Expiration

In neueren Untersuchungen konnte jedoch gezeigt werden, dass der Verlauf der lateralen Bauchmuskeln sowohl intramuskulär als auch interindividuell wesentlich variabler ist als zunächst angenommen. So unterscheidet man beim oi funktionell einen kranialen, intermediären sowie kaudalen Anteil. In neueren anatomischen Untersuchungen konnte eine „superomediale“ Faserorientierung im kranialen und intermediären Anteil sowie eine „inferomediale“ Faserorientierung im kaudalen Anteil aufgezeigt werden (Urquhart et al. 2005).

Man muss also durchaus bei anatomisch differentem Faserverlauf sowie multisegmentalen Innervation (Th 8 - L2) von einer intramuskulär differenzierten Aktivierung ausgehen und kann die in der Untersuchung verwendete Elektrodenposition nicht zwangsläufig als global repräsentativ für einen flächigen Muskel betrachten. Es konnte z.B. für den M. biceps humeri und M. rectus abdominis eine über das Muskelvolumen ungleichmäßige verteilte Aktivierung sowie myoelektrische Aktivität nachgewiesen werden (Salb 2006).

Eine weitere Rolle in diesem Zusammenhang spielt die räumliche Auflösung des OEMGs, sodass auch Cross-Talk-Phänomene für eine mögliche Erklärung insbesondere im Bereich der Bauchmuskulatur in Frage kommen (Byrne et al. 2005, Farina et al. 2003). Hierbei kommt es zu Beeinflussungen des abgeleiteten Summenaktionspotentials durch benachbarte Muskeln. Für den oi kommen hierbei aufgrund seiner anatomischen Lage der M. transversus in Frage dies wurde durch

Winter et al untersucht und beschrieben (Winter et al. 1994). Dies ist eine methodische Limitierung, das Ausmaß des Fehlers kann nicht verifiziert werden.

Die Rolle der Bauchmuskeln für die Regulation des intraabdominellen Druckes und damit der Einfluss auf die posturalen Kontrolle ist hinlänglich bekannt (Nachemson et al. 1986, McGill et al. 1990) und kommt ebenfalls als ein möglich Erklärung in Frage. So könnte ein biomechanisches Gleichgewicht in dieser Situation zu einem vermindert nötigen intraabdominellen Druck führen und somit die Aktivität des oi auf ein relatives Minimum absinken lassen.

Die Besonderheiten in der Aktivierung des kontralateralen oi wurden vorhergehend ausführlich dargestellt. Betrachtet man nun den relativen Anteil an der Gesamtaktivität innerhalb der einzelnen Situationen, so zeigt der oi für die Kippwinkel von 10 bis 45 Grad immer die größte anteilige Aktivität aller beteiligten Muskeln. Dies ist insbesondere überraschend, da gezeigt werden konnte, dass der kontralaterale oi im Verlauf seine geringste Aktivität bei 20 Grad hat, auch in dieser Situation liegt die anteilige Aktivität des oi für beide Geschlechter und Kipprichtungen zwischen 26 und 31 % der zehn untersuchten Muskeln und spielt damit eine zentrale Rolle für die motorische Realisierung der Seitkippen.

Signifikant unterschiedliche Strategien konnten für die anteilige Verwendung des kontralateralen ra, oe und er sowie des ipsilateral zur Kipprichtung gelegenen oe nachgewiesen werden. So zeigen Frauen deutlich geringere Aktivitäten im kontralateralen er und höhere Aktivitäten kontralateralen re sowie kontra- und ipsilateral im oe.

Weiterhin konnten teils deutlich asymmetrische Aktivierungen der Muskulatur bei symmetrischen Belastungen in den Vor- und Rückkippen beobachtet werden. Diese Seitenasymmetrien sind nicht durch einen systematischen Fehler zu erklären, da für beide Geschlechter identische Messtechnik genutzt wurde. Diese Asymmetrien sind ein wiederholt beobachtetes Charakteristikum der Rumpfmuskulatur, dessen Bedeutung noch nicht abschließend geklärt ist. Grundsätzlich gibt es durch anatomische Asymmetrien und die unterschiedliche Händigkeit Seitenprävalenzen. Einige Studien konnten eine Assoziation chronisch unspezifischem Rückenschmerz herstellen (Cacciatore et al. 2005, Newcomer et al. 2002). Andere Studien konnten

keinen Zusammenhang insbesondere mit chronisch unspezifischem Rückenschmerz belegen (Lariviere et al. 2005). Bei spezifischen Rückenschmerzen sind aus Schonhaltungen resultierend asymmetrische Aktivitätsverteilungen zu erwarten und nachgewiesen.

Limitationen der Arbeit

Einschränkungen in der Aussagekraft traten durch den vergleichsweise kleinen Stichprobenumfang auf. Es lassen jedoch insbesondere die in der Friedmananalyse nahezu durchweg ganzzahligen Rangzahlen bei geringen und mittleren Kippwinkel auf eine zwischen den Situationen sehr gut graduierte Ansteuerbarkeit aller Rumpfmuskeln schließen sind aber statistisch nicht beweisend. Ein größerer Stichprobenumfang würde jedoch mit hoher Wahrscheinlichkeit die kritischen Rangzahl Differenzen deutlich senken, so dass diese Signifikanzniveau erreichen.

Für die Versuchsdurchführung schienen seitliche Kippwinkel zunächst bis lediglich 45° tolerabel. In Folgeuntersuchungen zeigte sich jedoch auch Kippwinkel bis 90° tolerabel. Für diese Situationen lag sogar eine subjektiv geringer empfundene Belastung im Vergleich zur Rückkipfung um 90° vor. Unter Berücksichtigung der Tatsache, dass bei einem Kippwinkel von 45° bereits 60% des Drehmomentes im Vergleich zu einem Kippwinkel von 90° auf den Probanden wirken und zusätzlich der Tatsache, dass koordinativ interessante Aktivierungsmuster bei geringen Kippwinkeln zu erwarten sind, wie dies für die Vor- und Rückkipfung gezeigt werden konnte, ist der Verlust an Aussagekraft für die fehlenden 60 und 90°-Positionen der Seitkipfungen vernachlässigbar.

Weiterhin muss man methodenbedingt einschränkend erwähnen, dass in der Arbeit getroffene Aussagen, lediglich für den im OEMG erfassten Anteil des Muskels nachgewiesen sind. Es konnte insbesondere für flächige Muskeln intramuskulär unterschiedliche Aktivitätsverteilungen nachgewiesen werden. Somit ist die gemessene Aktivität nicht zwangsläufig repräsentativ für die Gesamtaktivität eines Muskels.

Durch den nicht erfolgten, weil zum Untersuchungszeitpunkt geräteseitig noch nicht durchführbaren MVC-Test, konnte nicht auf das vorliegende Beanspruchungsniveau normiert und diesbezüglich folglich keine Aussage getroffen werden. Eine

Betrachtung wäre insbesondere im Zusammenhang mit den Amplituden-Kraft-Beziehungen der Bauch- und Rückenmuskulatur interessant und sollte sich in folgenden Untersuchungen anschließen.

6. SCHLUSSFOLGERUNGEN

Durch das Gerät der Firma BfMC wurden Belastungen der Rumpfmuskulatur an gesunden Probanden provoziert, die innerhalb eines Tages eine hohe Reliabilität in den OEMG-Messungen zeigten. Bei Wiederholung der Messungen im Abstand einer Woche zeigten sich im Vergleich zur Erstuntersuchung deutlich geringere, aber dennoch ausreichende Reliabilitätswerte. Im Vergleich der Messungen innerhalb des zweiten Messtages, konnte wieder eine hohe Reliabilität nachgewiesen werden. Die geringe Reliabilität im Vergleich der Untersuchungen im einwöchigen Abstand ist am ehesten auf einen Lerneffekt bei einer koordinativ anspruchsvollen Aufgabenstellung zurückzuführen. Somit ist insgesamt von einem reliablen Einsatz des Gerätes auszugehen. Als Voraussetzung für den Nachweis von Effektstärken ist also nicht von einem gerätebedingten Einfluss bei abweichenden Messungen nach Messwiederholungen auszugehen.

Die Rumpfmuskulatur konnte sehr fein abgestuft, gut wiederholbar und teilweise selektiv beansprucht werden. Trotz fehlender Normierung durch einen MVC-Test auf das vorliegende Belastungsniveau konnte ein breites Spektrum an Belastungsintensitäten erreicht werden. Diese reichten von minimal belastenden, vor allem koordinativ anspruchsvollen Situationen bis hin zu Belastungen an der subjektiven Leistungsgrenze der Probanden. Somit scheint der Einsatz des Gerätes in der Trainingstherapie mit Ziel der Erhöhung von Maximalkraft sowie Kraftausdauer möglich. Ebenso können unter Betonung der koordinativen Komponente Situationen ohne hohe Belastungen im Gerät realisiert werden.

Eine Verwendung im rehabilitativen Kontext scheint ebenfalls möglich, da bei fein abstufbaren Belastungen eine Übungsintensität z.B. postoperativ an die individuelle Schmerz- oder Belastungsgrenze von Patienten angepasst werden kann. Gleichzeitig könnte über Veränderungen dieser Parameter eine Verlaufsbeurteilung auch ohne den Einsatz von simultanen EMG-Messungen möglich sein.

Weiter konnten insbesondere bei Belastungen niedriger Intensität differente motorische Strategien bei der Umsetzung von Übungsaufgaben zwischen Frauen

und Männern nachgewiesen werden. Somit ist es zwingend notwendig, alle funktionellen, statischen Betrachtungen der Rumpfmuskulatur im Allgemeinen sowie bei Einsatz des Gerätes im Speziellen, geschlechterspezifisch durchzuführen. Die in dieser Untersuchung erhobenen Messwerte können dabei als Vergleichsbasis dienen.

Für den M. obliquus internus konnte ein von den übrigen Muskeln deutlich abweichendes Aktivitätsverhalten im intramuskulären Zusammenspiel bei Realisierung statischer Aufgaben gezeigt werden. Dies lässt aufgrund vergleichsweise hoher relativer Aktivitäten schon bei geringen Kippwinkeln auf eine große, funktionell stabilisierende Komponente schließen. Nach den in der Literatur etablierten funktionellen Modellen war dies zunächst nicht zu erwarten. In dieser Arbeit konnte aber gezeigt werden, dass innerhalb der globalen Muskulatur durchaus eine unterschiedliche Funktionscharakteristik zu finden ist. Einschränkend muss jedoch erwähnt werden, dass dieses Charakteristikum methodenbedingt zunächst nur für den untersuchten, streng horizontal verlaufenden Anteil des M. obliquus internus nachgewiesen wurde. Eine globale Betrachtung der intramuskulären Aktivität steht noch aus. In der Literatur konnten bereits vor allem für flächige Muskeln intramuskulär differierende Aktivitätsverteilungen nachgewiesen werden, somit ist die untersuchte Position nicht zwangsläufig repräsentativ für die Gesamtaktivität des Muskels. Trotz dieser Einschränkung wurde eine deutliche Funktionsspezifität nachgewiesen. Diese Sonderrolle sollte bei folgenden Betrachtungen der Rumpfkoordination Berücksichtigung finden.

In der vorliegenden Untersuchung wurde gezeigt, dass es mittels OEMG möglich ist, signifikant voneinander abweichende motorischen Muster der Rumpfmuskulatur zu detektieren. Da für beide Geschlechter deutlich differierende motorische Muster nachzuweisen waren, schließt sich die Frage nach möglichen Abweichungen bei Patientenkollektiven mit Dorsopathien an. Durch die zufriedenstellende bis hohe Reliabilität und den nichtinvasiven Charakter des Messverfahrens sind nachfolgende Untersuchungen größerer Patientenkollektive gut möglich. Besonderes Augenmerk sollte hierbei auf den chronisch unspezifischen Rückenschmerz gelegt werden, da es sich hierbei um ein medizinisch sehr relevantes Krankheitsbild handelt. Diese Erkrankung ist eine Ausschlussdiagnose, bei der insbesondere durch bildgebende Verfahren keine ausreichenden Hinweise für die Genese zu finden sind. Somit

könnten hier weiterführende, funktionelle EMG-Untersuchungen zusätzliche Erkenntnisse liefern. Bei möglicherweise nachweisbaren Abweichungen von den vorliegenden Messwerten gesunder Probanden wäre wiederum an einen diagnostisch-präventiven Ansatz bei Untersuchungen im verwendeten Setting zu denken.

7. LITERATURVERZEICHNIS

- Allison GT. 2003. Trunk muscle onset detection technique for EMG signals with ECG artefact. *J Electromyogr Kinesiol*, 13 (3):209-216.
- Anders C, Brose G, Hofmann GO, Scholle H-C. 2008. Evaluation of the EMG–force relationship of trunk muscles during whole body tilt. *Journal of Biomechanics*, 41 (2):333-339.
- Anders C, Schumann NP, Scholle HC, Witte H, Zwiener U. 1991. Quantifizierung von Artefakten im Oberflächen-EMG zur Validisierung der unteren Grenzfrequenz bei klinisch-physiologischen Untersuchungen. *Z EEG EMG*, 22 (1):40-44.
- Bartolo A, Roberts C, Dzwonczyk RR, Goldman E. 1996. Analysis of diaphragm EMG signals: comparison of gating vs. subtraction for removal of ECG contamination. *J Appl Physiol*, 80 (6):1898-1902.
- Basmajian JV, De Luca CJ. 1985. *Muscles Alive*. 5 Aufl. Baltimore, London, Sydney: Williams and Wilkins.
- Bergmark A. 1989. Stability of the lumbar spine. A study in mechanical engineering. *Acta Orthop Scand*, 60 (Suppl. 230):1-54.
- Biering-Sorensen F. 1983. A prospective study of low back pain in a general population. I. Occurrence, recurrence and aetiology. *Scand J Rehabil Med*, 15 (2):71-79.
- Bolten W, Kempel-Waibel A, Pforringer W. 1998. Analysis of the cost of illness in backache. *Med Klin*, 93 (6):388-393.
- Bortz J. 2010. *Statistik für Human- und Sozialwissenschaftler*. Berlin: Springer.
- Bortz J, Lienert GA, Boehnke K. 2000. *Verteilungsfreie Methoden in der Biostatistik*. 2. Aufl. Berlin Heidelberg New York: Springer.
- Brokmeier AA. 2009. *Kursbuch Manuelle Therapie: OMT - Orthopaedic Manipulative Therapy*. Books on Demand GmbH.
- Bühren V, Josten C. 2012. *Chirurgie Der Verletzten Wirbelsäule - Frakturen, Instabilitäten, Deformitäten*. Springer.
- Byrne CA, Lyons GM, Donnelly AE, O'Keeffe DT, Hermens H, Nene A. 2005. Rectus femoris surface myoelectric signal cross-talk during static contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15 (6):564-575.
- Cacciatore TW, Horak FB, Henry SM. 2005. Improvement in automatic postural coordination following Alexander Technique lessons in a person with low back pain. *Physical Therapy*, 85 (6):565-578.
- Carpenter DM, Nelson BW. 1999. Low back strengthening for the prevention and treatment of low back pain. *Med Sci Sports Exerc*, 31 (1):18-24.
- Carson RG, Riek S. 2001. Changes in muscle recruitment patterns during skill acquisition. *Exp Brain Res*, 138 (1):71-87.
- Comerford MJ, Mottram SL. 2001. Movement and stability dysfunction--contemporary developments. *Man Ther*, 6 (1):15-26.
- Corbeil P, Blouin JS, Teasdale N. 2004. Effects of intensity and locus of painful stimulation on postural stability. *Pain*, 108 (1-2):43-50.
- Danneels LA, Coorevits PL, Cools AM, Vanderstraeten GG, Cambier DC, Witvrouw EE, De CH. 2002. Differences in electromyographic activity in the multifidus muscle and the iliocostalis lumborum between healthy subjects and patients with sub-acute and chronic low back pain. *Eur Spine J*, 11 (1):13-19.
- De Luca CJ. 1993. Use of the surface EMG signal for performance evaluation of back muscles. *Muscle & Nerve*, 16 (2):210-216.

- de Luca CJ. 1997. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech*, 13 (2):135-163.
- De Nooij R, Kallenberg LAC, Hermens HJ. 2009. Evaluating the effect of electrode location on surface EMG amplitude of the m. erector spinae p. longissimus dorsi. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19 (4):e257-e266.
- Deyo RA, Weinstein JN. 2001. Low back pain. *N Engl J Med*, 344 (5):363-370.
- Ekman M, Jonhagen S, Hunsche E, Jonsson L. 2005. Burden of Illness of Chronic Low Back Pain in Sweden: A Cross-Sectional, Retrospective Study in Primary Care Setting. *Spine*, 30 (15):1777-1785.
- Fanghänel J, Pera F, Anderhuber F, Nitsch R, Waldeyer AJ. 2009. Waldeyer - Anatomie des Menschen. De Gruyter.
- Farina D, Gazzoni M, Merletti R. 2003. Assessment of low back muscle fatigue by surface EMG signal analysis: methodological aspects. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13 (4):319-332.
- Franklin TC, Granata KP. 2007. Role of reflex gain and reflex delay in spinal stability - A dynamic simulation. *Journal of Biomechanics*, 40 (8):1762-1767.
- Garcia-Vaquero MP, Moreside JM, Brontons-Gil E, Peco-Gonzalez N, Vera-Garcia FJ. 2012. Trunk muscle activation during stabilization exercises with single and double leg support. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 22 (3):398-406.
- Göbel H. 2001. Epidemiology and costs of chronic pain syndromes exemplified by specific and unspecific low back pain. *Schmerz*, 15 (2):92-98.
- Gore M, Sadosky A, Stacey BR, Tai KS, Leslie D. 2012. The Burden of Chronic Low Back Pain Clinical Comorbidities, Treatment Patterns, and Health Care Costs in Usual Care Settings. *Spine*, 37 (11):E668-E677.
- Greil H. 2001. Körpermaße 2000: aktuelle Perzentilwerte der deutschen Bevölkerung im jungen Erwachsenenalter. 2005 (18.08.2005).
- Grillner S, Nilsson J, Thorstensson A. 1978. Intra-abdominal pressure changes during natural movements in man. *Acta Physiologica Scandinavica*, 103 (3):275-283.
- Hansen FR, Bendix T, Skov P, Jensen CV, Kristensen JH, Krohn L, Schioeler H. 1993. Intensive, dynamic back-muscle exercises, conventional physiotherapy, or placebo-control treatment of low-back pain. A randomized, observer-blind trial. *Spine*, 18 (1):98-108.
- Harcombe H, McBride D, Derrett S, Gray A. 2009. Prevalence and impact of musculoskeletal disorders in New Zealand nurses, postal workers and office workers. *Australian and New Zealand Journal of Public Health*, 33 (5):437-441.
- Heger S. 1999. Zur Psychosomatik des Failed-back-Syndroms: warum Rückenschmerzen chronifizieren. *Der Nervenarzt*, 70 (3):225-232.
- Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman DF, Blok J, Rau G, Disselhorst-Klug C, Hägg G. 1999. European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy, results of the SENIAM project. Enschede: Roessingh Research and Development b.v.
- Hodges PW, Richardson CA. 1996. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain - A motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine*, 21 (22):2640-2650.
- Hong JH, Reed C, Novick D, Happich M. 2013. Costs Associated With Treatment of Chronic Low Back Pain An Analysis of the UK General Practice Research Database. *Spine*, 38 (1):75-82.
- Hu Y, Mak JNF, Luk KDK. 2009. Effect of electrocardiographic contamination on surface electromyography assessment of back muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19 (1):145-156.

- Jensen MC, Brant-Zawadzki MN, Obuchowski N, Modic MT, Malkasian D, Ross JS. 1994. Magnetic Resonance Imaging of the Lumbar Spine in People without Back Pain. *N Engl J Med*, 331 (2):69-73.
- Kankaanpää M, Taimela S, Laaksonen D, Hanninen O, Airaksinen O. 1998. Back and hip extensor fatigability in chronic low back pain patients and controls. *Arch Phys Med Rehabil*, 79:412-417.
- Keller TS, Roy AL. 2002. Posture-dependent isometric trunk extension and flexion strength in normal male and female subjects. *J Spinal Disord Tech*, 15 (4):312-318.
- Kempf HD, Gassen M, Schmitt E, Geue B, Hänsel F, Herbsleb M, Späth T, Köhler J, Mommert-Jauch P, Puta C. 2009. *Die Neue Rückenschule: Das Praxisbuch*. Springer London, Limited.
- Kohles S, Barnes D, Gatchel RJ, Mayer TG. 1990. Improved physical performance outcomes after functional restoration treatment in patients with chronic low-back pain. Early versus recent training results. *Spine*, 15 (12):1321-1324.
- Kollmitzer J, Ebenbichler GR, Sabo A, Kerschan K, Bochsanský T. 2000. Effects of back extensor strength training versus balance training on postural control. *Med Sci Sports Exerc*, 32 (10):1770-1776.
- Kordt M. 2012. DAK Gesundheitsreport 2012.
- Kumar S, Narayan Y. 2001. Torque and EMG in isometric graded flexion-rotation and extension-rotation. *Ergonomics*, 44 (8):795-813.
- Lame IE, Peters ML, Vlaeyen JW, Kleef M, Patijn J. 2005. Quality of life in chronic pain is more associated with beliefs about pain, than with pain intensity. *Eur J Pain*, 9 (1):15-24.
- Larivière C, Gagnon D, Arsenault AB, Gravel D, Loisel P. 2005. Electromyographic activity imbalances between contralateral back muscles: An assessment of measurement properties. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 42 (2):235-249.
- Laser T. 1999. *Muskelschmerz: Verspannungen, Dysbalancen, Fibromyalgie*. Georg Thieme.
- Lee JH, Hoshino Y, Nakamura K, Kariya Y, Saita K, Ito K. 1999. Trunk muscle weakness as a risk factor for low back pain - A 5-year prospective study. *Spine*, 24 (1):54-57.
- Loney PL, Stratford PW. 1999. The prevalence of low back pain in adults: a methodological review of the literature. *Phys Ther*, 79 (4):384-396.
- Maniadakis N, Gray A. 2000. The economic burden of back pain in the UK. *Pain*, 84 (1):95-103.
- McGill SM, Norman RW, Sharratt MT. 1990. The effect of an abdominal belt on trunk muscle activity and intraabdominal pressure during squat lifts. *Ergonomics*, 33 (2):147-160.
- Medizinische Universität Lübeck 2001. WHO-Workshop zur Chronifizierung von Rückenschmerzen
- Melaku A, Kumar DK, Bradley A. 2001. The influence of Inter-Electrode Distance on the RMS of the SEMG signal. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, 41 (7):437-442.
- Moga PJ, Erig M, Chaffin DB, Nussbaum MA. 1993. Torso muscle moment arms at intervertebral levels T10 through L5 from CT scans on eleven male and eight female subjects. *Spine*, 18 (15):2305-2309.
- Möller R, Tafeit E, Pieber TR, Sudi K, Reibnegger G. 2000. Measurement of subcutaneous adipose tissue topography (SAT-Top) by means of a new optical device, LIPOMETER, and the evaluation of standard factor coefficients in healthy subjects. *American Journal of Human Biology*, 12 (2):231-239.

- Morl F, Bradl I. 2013. Lumbar posture and muscular activity while sitting during office work. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23 (2):362-368.
- Mottram SL, Comerford MJ. 1999. Stability dysfunction and low back pain. *J Orthopaedic Medicine*, 20 (2):13-18.
- Nachemson AL, Jonsson E. 2000. Neck and Back Pain The scientific evidence of Causes, Diagnosis and Treatment. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Nachemson AL, Andersson GBJ, Schultz AB. 1986. Valsalva maneuver biomechanics: effects on lumbar trunk loads of elevated intraabdominal pressures. *Spine*, 11 (5):476-479.
- Newcomer KL, Jacobson TD, Gabriel DA, Larson DR, Brey RH, An KN. 2002. Muscle activation patterns in subjects with and without low back pain. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83 (6):816-821.
- Ng JK, Kippers V, Richardson CA. 1998. Muscle fibre orientation of abdominal muscles and suggested surface EMG electrode positions. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, 38 (1):51-58.
- Palmer, Keith T Palmer KW, Holly Bendall, Cyrus Cooper, David Coggon. 2000. Back pain in Britain: comparison of two prevalence surveys at an interval of 10 years. *BMJ*, 320:1577-1578.
- Panjabi MM. 1992a. The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. *J Spinal Disord*, 5 (4):390-396.
- Panjabi MM. 1992b. The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation and enhancement. *J Spinal Disord*, 5 (4):383-389.
- Hrsg. 2002. Consequences of a subfailure injury. A hypothesis of chronic spine pain. IV World Congress of Biomechanics. Calgary.
- Panjabi MM. 2006. A hypothesis of chronic back pain: ligament subfailure injuries lead to muscle control dysfunction. *European Spine Journal*, 15 (5):668-676.
- Platzer W. 1991. Taschenatlas der Anatomie. Stuttgart: Thieme.
- Pongratz D, Spath M. 2001. What helps in back pain? Guideline for symptomatic therapy. *MMW Fortschritte der Medizin*, 143 (18):26-29.
- Rasev E. 2006. Die Qualitätssicherung der Posturalen Therapie auf dem POSTUROMED in der funktionellen Stabilisierung des senso-motorischen Systems. *Physikalische Medizin, Rehabilitationsmedizin, Kurortmedizin*, 16 (04):A67.
- Raspe H. 1993. Bericht über die 28.Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Sozialmedizin und Prävention. *Gesundheitswesen*, 1993-Mar; vol 55 (issue 3) : pp 97-8.
- Raspe H, Kohlmann T. 1994. Disorders characterised by pain: a methodological review of population surveys. *Journal of Epidemiology and Community Health*, 48 (6):531-537.
- Salb C. 2006. Analyse des Erregungsmusters zweigelenkiger Muskeln: Einfluss von Ort der Krafteinleitung und Kraftniveau. Dissertation.
- Schiebler TH, Schmidt W, Zilles K. 1995. Anatomie. Berlin, Heidelberg, New York: Springer-Verlag.
- Schilling N, Arnold D, Wagner H, Fischer MS. 2005. Evolutionary aspects and muscular properties of the trunk - implications for human low back pain. *Pathophysiology*, 12 (4):233-242.
- Schochat T, Jäckel W. 1998. "Rückenschmerz aus epidemioölogischer Sicht". *Manuelle Medizin*, 36:48-54.
- Schumacher J, Brähler E. 1999. Prävalenz von Schmerzen in der deutschen Bevölkerung. *Der Schmerz*, 13 (6):375-384.

- Sihvonen T, Partanen J, Hanninen O, Soimakallio S. 1991. Electric behavior of low back muscles during lumbar pelvic rhythm in low back pain patients and healthy controls. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 72 (13):1080-1087.
- Solomonow M, Baratta R, Shoji H, D'Ambrosia R. 1990. The EMG-force relationships of skeletal muscle; dependence on contraction rate, and motor units control strategy. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, 30 (3):141-152.
- Taimela S, Kankaanpää M, Luoto S. 1999. The effect of lumbar fatigue on the ability to sense a change in lumbar position - A controlled study. *Spine*, 24 (13):1322-1327.
- Thomas E, Silman AJ, Croft PR, Papageorgiou AC, Jayson MIV, Macfarlane GJ. 1999. Predicting who develops chronic low back pain in primary care: a prospective study. *British Medical Journal*, 318 (7199):1662-1667.
- Urquhart DM, Barker PJ, Hodges PW, Story IH, Briggs CA. 2005. Regional morphology of the transversus abdominis and obliquus internus and externus abdominis muscles. *Clinical Biomechanics*, 20 (3):233-241.
- van Tulder MW, Koes B, Malmivaara A. 2006. Outcome of non-invasive treatment modalities on back pain: an evidence-based review. *Eur Spine J*, 15:S64–S81.
- Volinn E. 1997. The epidemiology of low back pain in the rest of the world. A review of surveys in low- and middle-income countries. *Spine*, 22 (15):1747-1754.
- Voss H, Herrlinger R. 1979. *Taschenbuch der Anatomie*. 16. Aufl. Jena: Gustav Fischer.
- Waldeyer A. 2002. *Anatomie des Menschen*. Book, 17., völlig überarb. A.
- Walsh K, Cruddas M, Coggon D. 1992. Low back pain in eight areas of Britain. *J Epidemiol Community Health*, 46 (3):227-230.
- Watanabe K, Akima H. 2011. Validity of surface electromyography for vastus intermedius muscle assessed by needle electromyography. *Journal of Neuroscience Methods*, 198 (2):332-335.
- Weishaupt D, Zanetti M, Hodler J, Boos N. 1998. MR imaging of the lumbar spine: prevalence of intervertebral disk extrusion and sequestration, nerve root compression, end plate abnormalities, and osteoarthritis of the facet joints in asymptomatic volunteers. *Radiology*, 209 (3):661-666.
- Wieser S, Horisberger B, Schmidhauser S, Eisenring C, Brugger U, Ruckstuhl A, Dietrich J, Mannion AF, Elfering A, Tamcan O, Müller U. 2011. Cost of low back pain in Switzerland in 2005. *European Journal of Health Economics*, 12 (5):455-467.
- Winter DA, Fuglevand AJ, Archer SE. 1994. Crosstalk in surface electromyography: theoretical and practical estimates. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 4 (1):15-26.
- Yahia A, Jribi S, Ghroubi S, Elleuch M, Baklouti S, Elleuch MH. 2011. Evaluation of the posture and muscular strength of the trunk and inferior members of patients with chronic lumbar pain. *Joint Bone Spine*, 78 (3):291-297.

8. ANHANG

Veröffentlichungen

1)

Anders, C (Anders, Christoph); Brose, G (Brose, Gunther); Hofmann, GO (Hofmann, Gunther O.); Scholle, HC (Scholle, Hans-Christoph) Evaluation of the EMG-force relationship of trunk muscles during whole body tilt. JOURNAL OF BIOMECHANICS Volume: 41 Issue: 2 Pages: 333-339 Published: 2008

2)

Anders, C (Anders, Christoph); Brose, G (Brose, Gunther); Hofmann, GO (Hofmann, Gunther O.); Scholle, HC (Scholle, Hans-Christoph) Gender specific activation patterns of trunk muscles during whole body tilt. EUROPEAN JOURNAL OF APPLIED PHYSIOLOGY Volume: 101 Issue: 2 Pages: 195-205 DOI: 10.1007/s00421-007-0490-z Published: SEP 2007

Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität bekannt ist,
ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,
mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt hat: PD Dr. Ch. Anders, Prof. Scholle
die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und
dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,
dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und
dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Jena, den 06.Juni.2013

Gunther Brose

Unterschrift des Verfassers